

**UNESP**  
**Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá**

**Guaratinguetá**  
2010

LUCIANO MOREIRA ROSA

AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO DE JOGADORES DE FUTEBOL

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2010

R788a

Rosa, Luciano Moreira

Avaliação do equilíbrio de jogadores de futebol / Luciano Moreira

Rosa - Guaratinguetá : [s.n.], 2010.

116f. : il.

Bibliografia: f. 98-105

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2010.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1. Biomecânica 2. Futebol I. Título

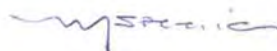
CDU 612.766

LUCIANO MOREIRA ROSA

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

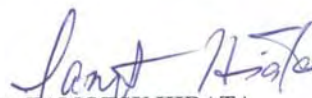
PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

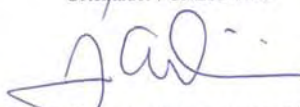


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira  
Coordenador

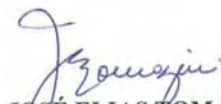
BANCA EXAMINADORA:



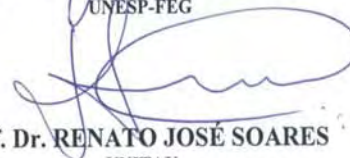
Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA  
Orientador / UNESP-FEG



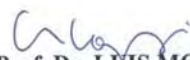
Prof. Dr. JOÃO ALBERTO DE OLIVEIRA  
UNESP-FEG



Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI  
UNESP-FEG



Prof. Dr. RENATO JOSÉ SOARES  
UNITAU



Prof. Dr. LUIS MOCHIZUKI  
USP/LESTE

Fevereiro de 2010

## **DADOS CURRICULARES**

**LUCIANO MOREIRA ROSA**

NASCIMENTO	25.08.1975 – SÃO PAULO / SP
FILIAÇÃO	Antonio Carlos Rosa Nilce Maria Moreira Rosa
1996/1999	Curso de Graduação Fisioterapia - FCNM
2001/2003	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, nível de Mestrado, no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP
2005/2010	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

*Dedico esse trabalho às três pessoas que me fazem viver, sonhar e amar:*

*Minha esposa Graziela  
e meus filhos Gustavo e Lívia.*

## AGRADECIMENTOS

A Deus por abençoar a mim e toda minha família.

Especialmente, ao orientador Prof. Dr. Tamotsu Hirata pelos conhecimentos transmitidos durante todo o período de doutoramento, pois com sua sabedoria, honestidade e simplicidade ajudou-me a tornar realidade este trabalho tão desejado.

A minha esposa Graziela por todo amor, apoio e carinho transmitidos durante toda minha caminhada acadêmica.

Aos meus pais que nunca pouparam esforços para a minha educação e dos meus irmãos.

Aos professores da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá pelos conhecimentos transmitidos durante a realização do curso para a obtenção dos créditos.

Aos colegas de profissão e amigos Rodrigo, Luciano, Renato, Alex Sandra e Francis pela amizade e pela convivência.

Ao amigo César Amorim pelo apoio e pelos equipamentos da EMG SYSTEM gentilmente cedidos para os ensaios deste trabalho.

Ao fisioterapeuta Rodrigo de Souza e aos atletas da equipe de futsal do São José.

A Universidade de Taubaté pelo auxílio financeiro durante o programa de doutoramento.

E a Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP por possibilitar a realização deste trabalho no Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, na sub-área de projetos.

*“Para muitos sonhar é somente um ato fisiológico da memória durante o sono, mas para outros é a certeza de que o objetivo está adiante”*



ROSA, LM. Avaliação de equilíbrio de jogadores de futebol. 2010. 116f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

## **RESUMO**

O controle postural é um fator determinante na execução de gestos funcionais que necessitam de um alto desempenho da coordenação motora, como por exemplo, nas atividades esportivas. Neste presente trabalho foi abordada a modalidade esportiva do futebol, e de forma mais específica, o gesto técnico do chute. Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi de investigar o equilíbrio dinâmico durante o chute futebolístico por meio de um sistema de análise com uma tarefa controlada. O sistema proposto neste estudo foi constituído por um dispositivo disparador vertical de bola, um alvo de acerto, e por um controle cinemático da bola por meio de cinemetria. A amostra foi constituída por cinco atletas profissionais de futsal, os quais realizaram a tarefa de vinte e cinco chutes ao alvo com a bola em movimento vertical. Para análise dos dados foi proposta a identificação do comportamento gráfico das curvas médias da trajetória, deslocamento e velocidade do centro de massa (CM) e do centro de pressão (COP) desenvolvidas durante a execução da tarefa controlada do chute. Os resultados apresentaram as mesmas tendências de comportamento gráfico de curvas médias da trajetória, deslocamento e velocidade do CM inter-sujeitos nas fases pré-chute, chute e pós-chute, além de coerência gráfica das curvas médias intra-sujeito. Entretanto, não foram encontradas tendências de comportamento gráfico das curvas médias do COP inter-sujeito, assim como, coerência das curvas médias intra-sujeito. Diante dos resultados deste trabalho, a análise do CM demonstrou ser uma ferramenta eficaz para análise do equilíbrio dinâmico em atletas praticantes de futebol durante a realização da tarefa controlada do chute.

**PALAVRAS- CHAVE:** controle postural, tarefa funcional e futebol.

ROSA, L. M, **Evaluation of balance in soccer players**. 2010. 116f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – Engineering School of Guaratinguetá, From São Paulo State University, Guaratinguetá, 2010.

## **ABSTRACT**

Postural control is a determining factor in the execution of functional movements that require high performance motor coordination, such as in sports. This work broached soccer, more specifically the technical movement of the kick. In this context, the objective of this study was to investigate dynamic balance during the kick in soccer, through a system of analysis with a controlled task. The system proposed in this study consisted of a vertical trigger device on the ball, a target, and kinematic control of the ball using a cinemetry method .The sample consisted of five professional indoor soccer players, who made twenty-five kicks at the target with the ball moving vertically. Data analysis was proposed to describe the behavior graph for the average curves of trajectory, velocity and displacement of center of mass (COM) and center of pressure (COP) developed during the controlled kick execution. The results showed the same behavior graph tendencies for average curves of trajectory, velocity and displacement of the inter-subject COM in the pre-kick, kick and post-kick, and graphic coherence of intra-subject average curves. However, there were no behavior graph tendencies for average inter-subject COP curves, and no coherence for the average intra-subject curves. Based on the results of this study, the analysis of CM demonstrate to be an effective tool for analysis of dynamic balance in athletes playing soccer during the course of the controlled task of the kick.

**KEYWORDS:** postural control, functional task, soccer.

# SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

1	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	19
1.1	POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA .....	19
1.2	OBJETIVOS.....	21
1.2.1	<b>Objetivo geral</b> .....	21
1.2.2	<b>Objetivos específicos</b> .....	21
1.3	ESTRUTURA DA TESE .....	21
2	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	23
2.1	CONSIDERAÇÕES A RESPEITO DO SISTEMA SENSÓRIO-MOTOR....	23
2.1.1	<b>Mecanismos de mensuração da respostas do sistema sensório-motor</b> .....	25
2.1.2	<b>Investigação sensório-motora por meio da análise do controle postural</b> ..	26
2.1.3	<b>Investigação do controle postural no futebol</b> .....	28
2.2	ANÁLISE DAS TAREFAS UTILIZADAS PARA INVESTIGAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL .....	31
3	<b>METODOLOGIA</b> .....	35
3.1	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA .....	35
3.2	DELINEAMENTO DE PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA.....	35
3.3	BANCADA EXPERIMENTAL.....	36
3.3.1	<b>Disparador vertical de bola (DVB)</b> .....	40
3.3.2	<b>Análise cinemática</b> .....	44
3.3.2.1	Calibração espacial.....	45
3.3.2.2	Precisão da calibração .....	47
3.3.3	<b>Análise cinética</b> .....	49
3.3.3.1	Plataforma de forças .....	49
3.3.3.2	Condicionador de sinais .....	50
3.3.3.3	Calibração da plataforma de forças .....	51

3.3.4	<b>Procedimento experimental</b> .....	52
3.4	COLETA E TRATAMENTOS DOS DADOS .....	55
3.5	ANÁLISE DOS DADOS .....	58
4	APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	60
4.1	RESULTADOS PRÉVIOS PARA A ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DO EQUILÍBRIO DURANTE A TCC .....	60
4.2	ANÁLISE DO COMPORTAMENTO GRÁFICO DA CURVA DO DESLOCAMENTO DO CM. ....	63
4.3	ANÁLISE DO COMPORTAMENTO GRÁFICO DA CURVA DE VELOCIDADE E ACELERAÇÃO DO CM.....	74
4.4	ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DAS CURVAS MÉDIAS DO COP. .	90
5	<b>CONCLUSÕES</b> .....	95
6	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	96
	ANEXO A - APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	103
	APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	104
	APÊNDICE B - ROTINAS DESENVOLVIDA EM “MAT LAB” 6.1 PARA ANÁLISE DOS DADOS .....	107

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Distribuição percentual das tarefas mais utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura. ....	32
Figura 2: Distribuição percentual das tarefas menos utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura.....	33
Figura 3: Distribuição percentual das tarefas selecionadas como “Funcionais” presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura. As barras em vermelho representam as tarefas que foram relacionadas à atividade esportiva. ....	33
Figura 4: Distribuição percentual dos segmentos articulares do membro inferior dos trabalhos selecionados para essa revisão de literatura relacionados à área ortopédica.....	34
Figura 5: Planta da bancada experimental da TCC. Valores expressos em centímetros. ....	37
Figura 6: Desenho esquemático da vista frontal do alvo fixado na parede anteriormente à plataforma de forças. Valores expressos em centímetros. ....	38
Figura 7: Bancada experimental. Distância vertical máxima da bola impulsionada pelo DVB.....	39
Figura 8: Bancada experimental. Altura da bola no instante do contato com o pé.....	40
Figura 9: Disparador Vertical de Bola (DVB). A= Subconjunto mecânico; B= Subconjunto elétrico.....	41
Figura 10: DVB – vista oblíqua (A), vista superior (B), vista lateral (C) e vista frontal (D).....	42
Figura 11: Bola utilizada no DVB.....	44
Figura 12: Imagem do calibrador adquirida pela câmera 2, com as coordenadas x, y e z.....	46
Figura 13: Sequência de marcação de pontos para calibração. ....	47

Figura 14: Plataforma de forças <i>EMGSYSTEM</i> para análise do COP.....	50
Figura 15: Condicionador de sinais utilizado para o COP .....	50
Figura 16: Precisão da calibração da plataforma de forças EMGSYSTEM fornecida pelo fabricante. ....	51
Figura 17: Pontos anatômicos demarcados para cálculo do CM (WINTER, 1990). ....	53
Figura 18: Sujeito com apoio unipodal para realização da TCC.....	55
Figura 19: Imagem utilizada para sincronização temporal entre câmeras digitais .....	56
Figura 20: Reconstrução em 3D da imagem do instante em que ocorre o contato do pé com a bola.....	57
Figura 21: Sequência de marcação dos pontos antropométricos no programa “am3Dchute” .....	58
Figura 22: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior. ....	64
Figura 23: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior. ....	64
Figura 24: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior. ....	65
Figura 25: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior. ....	65
Figura 26: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior. ....	66
Figura 27: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda.....	66

Figura 28: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda.....	67
Figura 29: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda.....	67
Figura 30: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda.....	68
Figura 31: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda.....	68
Figura 32: Curvas médias do deslocamento do CM (x,y) dos cinco sujeitos. ....	70
Figura 33: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior.....	70
Figura 34: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda .....	71
Figura 35: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	74
Figura 36: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	75
Figura 37: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	75
Figura 38: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	76
Figura 39: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	76
Figura 40: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	77

Figura 41: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	77
Figura 42: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	78
Figura 43: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	78
Figura 44: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós. ....	79
Figura 45: Curvas médias da velocidade (x) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.....	79
Figura 46: Curvas médias da velocidade (y) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.....	80
Figura 47: Curva média da aceleração (x) do CM associada com a curva média da velocidade do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.....	84
Figura 48: Curva média da aceleração (y) do CM associada com a curva média da velocidade do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.....	85
Figura 49: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 1.....	86
Figura 50: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 2.....	87
Figura 51: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 3.....	87
Figura 52: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 4.....	88
Figura 53: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 5.....	88
Figura 54: Curvas médias do deslocamento (x) do COP de 1 sujeito. A= Pré; B= Chute; C= Pós.....	91
Figura 55: Curvas médias do deslocamento (y) do COP de 1 sujeito. A= Pré; B= Chute; C= Pós.....	91
Figura 56: Curvas médias do deslocamento do COP (x,y) de 1sujeito.....	92



Figura 57: Curvas médias do deslocamento (x) do COP dos cinco sujeitos.....	92
Figura 58: Curvas médias do deslocamento (y) do COP dos cinco sujeitos.....	93

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características dos sujeitos da amostra (n=05) quanto à idade (anos), massa (Kg) e estatura (cm).....	36
Tabela 2: Características Técnicas das câmeras digitais utilizadas na aquisição de imagens.....	45
Tabela 3: Coordenadas cartesianas utilizadas na calibração .....	48
Tabela 4: Pontos extremos analisados para teste de precisão .....	48
Tabela 5: Dados antropométricos (Winter, 1990).....	54
Tabela 6: Correlação entre a estatura dos sujeitos e altura vertical da bola para o chute. ....	62

## LISTA DE SIGLAS

<b>AVD</b>	-	Atividade da vida diária
<b>CM</b>	-	Centro de massa
<b>CG</b>	-	Centro de gravidade
<b>COP</b>	-	Centro de pressão
<b>DVB</b>	-	Disparador Vertical de Bola
<b>FEG</b>	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
<b>FUNC</b>	-	Funcional
<b>Hz</b>	-	Hertz
<b>LCA</b>	-	Ligamento cruzado anterior
<b>MMII</b>	-	Membros inferiores
<b>SNC</b>	-	Sistema nervoso central
<b>TCC</b>	-	Tarefa controlada do chute
<b>3D</b>	-	Tridimensional

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA

O processo de mensuração do movimento em biomecânica prioriza a definição de um método para orientação da análise experimental, sendo que essa metodologia pode envolver uma técnica ou conjunto de técnicas que esclareçam os problemas da mensuração proposta (AMADIO, 2000).

Para realizar os protocolos de avaliação ou testes biomecânicos, podem ser utilizados os grupos de métodos de medição definidos em biomecânica do esporte, como a antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia (AMADIO, 1996) e ainda o sistema de medição denominado de termometria (ÁVILA et al, 2002).

Tais métodos de medição são capazes de analisar alguns parâmetros do sistema sensório-motor, e como este sistema possui relação direta com o desempenho funcional nas atividades diárias e esportivas, se faz necessário a realização de testes sensório-motores nos procedimentos fisioterapêuticos e treinamentos esportivos.

Outro fato, diretamente relacionado, é a necessidade da integridade dos mecanismos centrais e periféricos para a manutenção do perfeito funcionamento do controle neuromotor, portanto, a análise sensório-motora representa uma ferramenta quantitativa e qualitativa de avaliação da resposta de tais mecanismos frente a uma tarefa solicitada, como por exemplo, o controle do equilíbrio. Uma vez, que essa afirmativa possa tornar-se verdadeira, faz com que aumente o grau de relevância do desenvolvimento e aplicação em pesquisas de testes sensório-motores para a otimização de testes clínicos na evolução nos procedimentos terapêuticos adotados na reabilitação física, além de contribuir para uma melhor compreensão da gravidade da lesão.

Por outro lado, a complexidade do sistema sensório-motor diante da necessidade da perfeita integração e processamento dos componentes sensoriais, motor e central, tornam-se não menos complexos os métodos de mensuração desse sistema,

como por exemplo, os métodos que analisam o controle postural, sejam elas por meio da oscilação do centro de pressão (COP), e ou, pela variação do centro de massa (CM) corporal, entre outros.

Pelo fato dos testes de controle postural serem dependentes da especificação da tarefa, demonstra que a investigação do controle do tipo de tarefa é fundamental para a evolução de pesquisas que abordam o equilíbrio postural (WINTER, 1990; EKDAHL; JARNLO; ANDERSON, 1989).

A questão a ser respondida é: *“como utilizar tarefas que possam ser bem controladas e ao mesmo tempo serem mais funcionais?”*

Nos esportes em que o equilíbrio é fator preponderante para a execução do alto desempenho do gesto esportivo, a análise do controle postural durante a execução da tarefa funcional esportiva parece ter caráter significativo para a compreensão do controle do movimento no esporte.

No futebol, esporte mais praticado em todo o mundo, a biomecânica do chute futebolístico é o gesto técnico mais estudado dessa modalidade, pois o chute apesar de não ser a única tarefa funcional do futebol, contempla a principal e mais utilizada tarefa durante o jogo (AMADIO; SERRÃO, 2000).

O estudo do controle postural durante a execução do chute, além de contribuir para a compreensão do movimento corporal de equilíbrio deste gesto esportivo, pode também fornecer maior perspectiva para a investigação da influência de possíveis déficits sensório-motores causados por lesões músculo-esqueléticas no futebol.

Diante dessas evidências, este presente trabalho se apóia no estudo para o desenvolvimento de dispositivos e sistemas de análise biomecânica que possibilitem realizar tarefas mais funcionais e ao mesmo tempo bem controladas, como por exemplo, em testes biomecânicos de controle postural durante a execução de tarefas motoras funcionais que simulem o gesto esportivo.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

- Investigar o equilíbrio dinâmico durante o chute futebolístico por meio de um sistema de análise com tarefa controlada.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Verificar a metodologia de análise cinemática por meio de cinemática 3D;
- Verificar a eficácia da análise relativa aos parâmetros de medidas de CM e COP;
- Descrever graficamente a curva média do deslocamento, velocidade e aceleração do CM e do COP durante a tarefa controlada do chute.

## 1.3 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 1, foram apresentados o posicionamento do problema no envolvimento do contexto clínico e a sua relevância da investigação; a explicitação dos objetivos, sendo finalizada pela estruturação geral do trabalho.

No capítulo 2, foi descrita a revisão bibliográfica inserindo no contexto específico do trabalho a aplicação da investigação no controle postural no futebol, apoiada nos conceitos fundamentais da fisiologia do sistema sensório-motor.

No capítulo 3, foi constituído da descrição metodológica da presente investigação, incluindo o delineamento da pesquisa e a composição da amostra; da descrição do dispositivo e do sistema desenvolvido; a definição do protocolo experimental, e do tratamento e análise dos dados.

No capítulo 4, a apresentação e discussão crítica dos resultados relacionados ao sistema proposto e à metodologia da tarefa controlada do chute, além da análise do comportamento gráfico das curvas médias do centro de massa e centro de pressão proposta.

No capítulo 5, o trabalho foi finalizado com as conclusões e comentários voltados à proposta e concepção do presente trabalho.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 CONSIDERAÇÕES À RESPEITO DO SISTEMA SENSORIO-MOTOR

As informações do sistema somatosensorial exercem modificações no padrão de movimento, sejam elas advindas do sistema ascendente quanto do sistema descendente, ou seja, do somatosensorial periférico, visual e vestibular.

Essas informações advindas do sistema somatosensorial possuem como resposta o movimento reflexivo organizado no nível da medula espinhal no sistema nervoso central (SNC). A função do controle do movimento exercida pelas informações sensoriais periféricas pode ser realizada de forma complexa pelos trajetos ascendentes, além disso, devido ao fato dos receptores sensoriais convergirem nos motoneurônios (trajeto comum final), as informações sensoriais periféricas podem também na medula espinhal modular o movimento dos comandos originários dos centros superiores do SNC (SHUMWAY-COOK: WOOLLACOTT, 2003).

Segundo Clayman apud Lephart (2000), o termo homeostase referente ao sistema somato-sensorial pode ser definido como o processo dinâmico pelo qual o organismo preserva e controla o meio interno diante das perturbações das forças externas. Para manter essa homeostase, o corpo humano é composto de muitos sistemas, e para tal controle, dentre esses sistemas existem dois que são comumente utilizados, o controle *Feedback* e o controle *Feedforward*.

A estimulação da resposta corporal corretiva após a detecção do sistema sensorial é chamada de *Controle Feedback*, enquanto que a ação corporal antecipatória que antecede a detecção do sistema sensorial é denominada de *Controle Feedforward*. Os sistemas somatosensorial periférico, visual e vestibular, em perfeito funcionamento, fornecem informações para os dois tipos de controles motores citados, sendo que o *controle feedback* se caracteriza por um processamento contínuo de informações aferentes, em contrapartida, no controle *feedforward* as informações aferentes são



utilizadas de forma intermitente, somente até o momento do controle *feedback* ser iniciado (BRYAN et al, 2002; KANDEL, 1991).

O sistema somatosensorial periférico e seus receptores denominados de proprioceptivos possuem funções específicas e diferenciadas. Os corpúsculos de Paccini são receptores de adaptação rápida, possuem baixo limiar de excitabilidade para sobrecarga mecânica e respondem principalmente a variação de aceleração articular no início e no final do movimento. Já as terminações de Ruffini e os receptores de Golgi são de adaptação lenta, possuem alto limiar de excitabilidade. Podem controlar a posição e o deslocamento articular, além do senso de aceleração e desaceleração da articulação. Ambos os receptores possuem representação cortical bem estabelecida com alto grau de representação espacial, portanto, outra possibilidade desses receptores é a capacidade de promover a consciência da posição articular passiva e ativa (ENOKA, 2000; JHOANSSON et al 1991; BELL, 1994; BARRACK et al, 1988).

Da mesma forma, os receptores musculares, como o Fuso Muscular, controlador do alongamento muscular e os receptores tendíneos, como o Órgão Tendinoso de Golgi, sensível a modificação do comprimento do músculo durante a contração muscular, além dos receptores sensoriais situados na região dérmica, chamados de receptores cutâneos, atuam em sinergismo com os receptores proprioceptivos ligamentares e capsulares na função de fornecer informações sensoriais ao SNC para controlar o movimento (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; ENOKA, 2000; BARRACK et al, 1988).

É importante ressaltar que o sistema somatosensorial periférico, com seus receptores citados anteriormente, é associado ao sistema visual que contribui com a informação exteroceptiva, por meio do fornecimento de informações sobre a posição de objetos no espaço, das informações sobre a posição do corpo no espaço, a relação entre os segmentos corpóreos no espaço, assim como a situação espacial dos movimentos corporais (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; KANDEL, 1991).

Finalmente o terceiro sistema sensorial, denominado de sistema vestibular, contribui por fornecer informações sobre a posição da cabeça no espaço e das

alterações rápidas e inesperadas nas direções do movimento cefálico. Esse sistema é dependente de receptores que são sensíveis a aceleração angular, denominados *canais semicirculares* compostos de cílios que são sensíveis ao movimento do fluido presente no seu interior, e de receptores sensíveis a aceleração linear, denominados de *utrículo* e *sáculo* (SHUMWAY-COOK: WOOLLACOTT, 2003; KANDEL, 1991).

Portanto, os três sistemas de informações sensoriais contribuem de forma fundamental para o mecanismo da homeostase corporal por fornecer informações aos controles motores, sendo considerado o sistema altamente confiável para o controle da postura e do movimento (LATASH, 1997). A integração desses três grandes sistemas ao sistema de controle neuromuscular constitui o denominado sistema sensório-motor, fonte de estudo deste presente trabalho.

### **2.1.1 Mecanismos de mensurações das respostas do sistema sensório-motor**

O desempenho do movimento ou gesto esportivo está intimamente associado ao perfeito funcionamento do sistema sensório-motor. Esse termo, sistema sensório-motor, foi adotado em 1997 no Congresso *Foundation of Sports Medicine Education and Research* para descrever a integração e processamento dos componentes sensórios, motor e central envolvidos na manutenção e controle do equilíbrio articular durante os movimentos corpóreos (LEPHART et al, 2000).

Inicialmente esse sistema começou a ser analisado por meio do conceito de cinestesia, termo utilizado para reconhecimento da posição do segmento corpóreo durante o movimento passivo e ativo, e foi complementado por Sherrington, que introduziu o termo propriocepção para incluir no conceito de cinestesia as informações advindas dos receptores vestibulares, musculares, articulares e ósseos, além de receptores cutâneos (GANDEVIA et al, 1983).

Segundo Brayán, Myers e Lephart (2002), após realizarem uma extensa revisão de técnicas utilizadas para a mensuração do sistema sensório-motor, em trabalhos publicados no período de 1965 a 1999, dividiram em duas modalidades de técnicas de análise deste sistema, a primeira realizada pela mensuração da transmissão e aquisição

aferentes periféricas e a segunda pela mensuração da transmissão eferente. Quanto à primeira modalidade citada, é composta principalmente de instrumentações que possibilitam realizar testes das três sub-modalidades da propriocepção (senso de posição articular, cinestesia e senso de tensão), enquanto que a segunda modalidade utiliza instrumentações para mensurar padrões eferentes, tais como, controle postural, testes de condução nervosa, ativação e performance muscular, rigidez articular e muscular, além de mensurações de outros padrões cinéticos e cinemáticos de tarefas específicas.

### **2.1.2 Investigação sensório-motora por meio da análise do controle postural.**

Para a investigação do controle postural são utilizadas comumente duas grandezas, o centro de pressão (COP) e o centro de massa (CM), porém as definições e funções de ambas as grandezas devem ser bem esclarecidas para o entendimento dos respectivos comportamentos e inter-relações entre elas.

O CM pode ser definido pelo ponto sobre o qual a massa do corpo está igualmente distribuída em todas as direções, ou seja, o ponto de equilíbrio do corpo (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Enquanto que o COP, uma variável muito utilizada por pesquisadores em trabalhos que investigam as estratégias neuromecânicas do controle postural, pode ser caracterizado pelo ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na base de suporte, sendo um resultado do somatório do sistema de controle postural e da força da gravidade (DUARTE, 2000; WINTER, 1995).

Portanto, o COP é a resposta do sistema do controle postural às oscilações corporais, ou do centro de gravidade corporal (CG), devido à força da gravidade atuante no corpo humano, principalmente na postura ortostática.

O CM e o COP se diferenciam pelo fator temporal devido aos elementos que compõem cada variável, e pelo fator da frequência de oscilação devido ao espectro de

freqüência do sinal. Esse segundo fator pode ser evidenciado pelas freqüências de oscilação de até 0,2 Hz em que aproximadamente dez por cento da oscilação do COP, não representa a oscilação do CM, e quando a freqüência é elevada para 0,5 Hz a não representatividade do COP em relação ao CM é de aproximadamente cinquenta por cento (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

Mochizuki e Amadio (2003) citam três métodos para cálculo do CM, sendo o método cinemático, cinético e por filtragem. No método cinemático o CM é determinado por meio das posições segmentares e do CM dos segmentos corpóreos que já são conhecidos, porém podem apresentar erros nos processos de análise por cinemetria e também dos próprios modelos antropométricos. Em relação ao método cinético, o CM pode ser determinado por dois procedimentos, o primeiro por meio da divisão da força horizontal pela massa para a obtenção da aceleração horizontal, e sequencialmente integrada por duas vezes para a obtenção da linha de gravidade que passa pelo CM, ou pelo segundo procedimento, no qual o CM pode ser determinado pela medição de forças pela derivada temporal do momento angular do CM, pois a mesma é igual ao torque total do sistema. E ainda, o método por filtragem que é realizado pela utilização de um filtro passa-baixa aplicado ao COP, pois esse método é baseado no fato do deslocamento do CM apresentar freqüências menores que o COP.

As situações do cotidiano em que o corpo humano sofre as oscilações do CG, e as respectivas respostas do sistema de controle postural, representado por meio do COP, ocorrem principalmente em condições dinâmicas nas transições de uma postura ortostática quieta para movimentos rápidos e de grande amplitude nas tarefas habituais realizadas nas atividades da vida diária (DUARTE, 2000), e desta forma, esse fato pode ocorrer em movimentos funcionais advindos de treinamentos específicos, como por exemplo, nas modalidades esportivas e danças artísticas.

Como os sistemas sensoriais de controle postural são compostos e integrados de forma complexa pelo sistema visual, vestibular e somatosensorial (KANDEL, SCHWARTZ, JESSELL, 1991), é naturalmente esperado que em análises experimentais do controle postural, sejam utilizadas as tarefas que modifiquem uma ou mais informações sensoriais pelos receptores desses três grandes sistemas para verificar a resposta do controle postural por meio do COP.

Os trabalhos que utilizam a oscilação do COP, e ou, do CM como variável da estratégia postural são caracterizados por metodologias compostas de tarefas específicas simples e bem controladas que proporcionem o desequilíbrio postural, sendo de forma predominante aplicadas na postura ortostática quieta, porém os testes de atividades funcionais são os mais adequados para analisar as contribuições do sistema somatossensorial periférico, visual e vestibular na estratégia do controle sensório-motor (BRAYAN et al, 2002).

As análises do controle postural também são realizadas para testar o sistema sensório-motor em alterações ortopédicas, pois as modificações do controle postural também são atribuídas às deficiências das informações aferentes das estruturas receptoras sensoriais ligamentares, capsulares e músculo-tendíneas, sendo que essas alterações estão diretamente relacionadas com a prática esportiva do futebol (FONSECA et al, 2003; BRAYAN et al, 2002; CHU et al, 1995; FRIDÉN et al, 2003).

### **2.1.3 Investigação do controle postural no futebol**

O futebol representa a modalidade esportiva mais praticada pela população mundial, e de acordo com essa premissa é fácil compreender o grande interesse na investigação de fatores intrínsecos, e ou, extrínsecos que de alguma forma interferem na sua prática, seja ela no âmbito amador ou profissional.

Dentre as modalidades de investigações realizadas no futebol, são amplamente encontrados na literatura diversos tipos que abordam a motricidade dos gestos esportivos e suas eficiências mecânicas, e em especial, o gesto do chute, pois além de ser muito realizado durante o jogo, é por meio deste gesto técnico que se alcança com maior frequência o principal objetivo de executar o gol. Porém, ainda nos dias de hoje, os dados concretos acerca de parâmetros biomecânicos no futebol ainda são muito deficitários em relação ao conhecimento (AMADIO; SERRÃO, 2000).

Desta forma, os estudos dos gestos técnicos no futebol, realmente concentram-se na análise da execução do chute, e de forma preferencial realizada por meio de registros cinemáticos, os quais também apresentam como variáveis de preferência para análise, o deslocamento e a velocidade linear e angular dos segmentos do membro

inferior que realiza o movimento de balanço do chute (NUNOME et al, 2006; BARBIERI et al, 2006; THOMAZ, 2005; SANTIAGO, 2005; TEIXEIRA, 2004, KELLIS ET AL, 2004; JUNIOR, 2003; BARFIELD; KIRKENDALL; YU, 2002; DORGE et al, 2002; NUNOME et al., 2002; ASAI et al., 2002; LEES; NOLAN, 1998;, LEES AND NOLAN, 1998, LEVANNON; DAPENA, 1998).

Entretanto, trabalhos que abordam a análise do controle postural durante o gesto técnico do futebol ainda são escassos, principalmente quando comparados com os trabalhos presentes na literatura acerca de dados cinemáticos acima citados.

Os trabalhos presentes na literatura que apresentam a análise do controle postural relacionados com a prática do futebol realizam essa abordagem de forma indireta, ou seja, com temáticas relacionadas com diversos tipos de lesões músculo-esqueléticas relacionadas ao futebol, e ou, com as capacidades físicas do atleta praticante dessa modalidade. A exceção é a presença da análise de equilíbrio para verificar os efeitos do cabeceio no controle postural produzidos pelo impacto da cabeça na bola (MANGUS; WALLMANN; LEDEORD, 2004)

Dentre as lesões músculo-esqueléticas abordadas em trabalhos de investigação do controle postural, destaca-se a articulação do joelho (LYSHOLM et al, 1998; ZÄTTERSTRÖM et al, 1994; FRIDÉN et al, 1990), principalmente devido a grande incidência de lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) nos traumas ortopédicos e na prática esportiva (MAJEWSKI et al, 2006; CRIM, 2003; BONFIM, PACOLLA, 2000), tendo como destaque o futebol, seja ela de âmbito amador ou profissional. Estima-se que em nosso meio, a prática de futebol, seja responsável por até 68% da incidência de ruptura deste ligamento (CARNEIRO, 1999).

Tookuni *et al* (2005) analisaram o controle postural por meio da variação do COP em indivíduos com lesão unilateral do LCA comparados aos indivíduos saudáveis, os quais encontraram em seus resultados o déficit de equilíbrio maior no grupo de indivíduos com lesão do LCA na tarefa de apoio unipodal, tanto do lado do membro com lesão como no membro inferior contra-lateral.

O outro exemplo de trabalho com temática similar foi realizado por Bonfim e Pacolla (2005), os quais utilizaram a análise do COP e do CM corporal por cinemática 3D para verificar o controle postural de indivíduos com enxerto de LCA com

ligamento patelar após um ano da reconstrução cirúrgica. Os resultados demonstraram que na tarefa de apoio unipodal do lado da reconstrução cirúrgica do LCA, a amplitude média de oscilação e a área de oscilação foram maiores em comparação ao grupo controle, porém a frequência e a velocidade média de oscilação não apresentaram diferenças significativas.

Uma tarefa encontrada na literatura que relaciona a análise do equilíbrio postural com o gesto técnico de futebol foi abordada pelos autores Mangus, Wallmann e Ledford (2004). Esses autores analisaram o controle postural de jogadores de futebol após realizarem impactos na bola com a cabeça. Nesse trabalho foi realizada uma tarefa que constitui de vinte cabeceios na bola e verificado o controle postural antes e depois da tarefa. Os resultados não apresentaram diferenças estatísticas entre os testes que precederam e postergaram a tarefa.

Gualtieri et al (2008) investigaram a correlação entre a capacidade do salto com a habilidade do controle do equilíbrio, sendo encontrado o coeficiente de correlação de 0,63 entre os dois testes. Os autores desse trabalho defendem na conclusão de suas análises, a relevância do treinamento de equilíbrio para melhorar a performance do salto em jogadores de futebol.

Bressel et al. (2007) analisaram o controle postural estático e dinâmico de atletas do sexo feminino praticantes de futebol, basquete e ginástica. Foram utilizados em seus estudos superfícies estáveis e instáveis, e apoio bipodal e unipodal para realização das tarefas. Em seus resultados o grupo de jogadores de basquete apresentou controle do equilíbrio estático inferior ao grupo de ginastas, e controle do equilíbrio dinâmico inferior ao grupo de jogadores de futebol, sendo que não foi apresentada diferença estatística entre o grupo de ginastas e jogadores de futebol. Esses resultados corroboram com os resultados encontrados por Matsuda, Demura e Uchiyama (2008), pois esses autores demonstraram em suas análises que os atletas de futebol apresentam menor deslocamento ântero-posterior e médio-lateral em comparação ao grupo de atletas de basquete, nadadores e sedentários.

Outra análise do controle postural referente à capacidade física foi realizada por Gstöttner et al. (2009), os quais fizeram a comparação do equilíbrio entre o membro preferido e não preferido para o chute em jogadores amadores de futebol, e ainda

associaram a análise eletromiográfica durante a realização dos testes. Os resultados demonstraram não haver diferença do controle do equilíbrio estático e dinâmico entre os membros preferido e não preferido, porém foi encontrada diferença estatística com o menor período de latência do músculo bíceps femoral para o membro de preferência.

Gioftsidou et al. (2006) investigaram a eficiência do programa de treinamento de equilíbrio em jogadores de futebol, além do efeito da fadiga pós-treino no controle postural. Os resultados apresentaram não haver diferença nos testes de controle postural pré e pós-treino, porém demonstrou diferença com melhora do controle postural no grupo em que realizou o treinamento de equilíbrio.

Gerbino, Griffin e Zurakowski (2006) realizaram a abordagem do controle postural por meio do COP com a meta de comparar o equilíbrio entre um grupo de atletas praticantes de futebol e um grupo de dançarinas clássicas. Foram utilizadas para essa análise tarefas de manutenção da postura em apoio unipodal e com ausência da visão. Os resultados demonstraram uma diferença significativa do deslocamento do COP menor para o grupo de dançarinas em relação ao apresentado pelo grupo de jogadores de futebol. Esses mesmos autores destacam ainda a importância de análises do equilíbrio em jogadores de futebol, pois nessa prática esportiva o gesto técnico do chute é realizado em apoio unipodal, e ainda é associado com outros fatores externos, como por exemplo, a execução do chute durante a corrida.

## 2.2 ANÁLISE DAS TAREFAS UTILIZADAS PARA INVESTIGAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

Foi realizada neste presente trabalho uma revisão da literatura através da seleção de 254 trabalhos de periódicos indexados e publicados no banco de dados *Medline* no período de 1996 a 2009, por meio de combinações das palavras-chaves: *Balance; COP; COM*.

Essa revisão buscou o conhecimento dos tipos de tarefas utilizadas em pesquisas com o controle postural, e especificamente das tarefas essencialmente dinâmicas funcionais e que simulavam gestos esportivos.



Para critério de inclusão os artigos deveriam abordar a análise do controle postural e apresentar de forma bem definida o tipo de tarefa utilizada em suas metodologias.

Ainda foi realizada a seleção de trabalhos relacionados com a área ortopédica, os quais foram divididos por segmentos articulares do membro inferior.

Foram classificadas como funcionais as tarefas utilizadas nos trabalhos em que desempenhavam alguma função dinâmica das atividades da vida diária (AVD), e ou, associadas aos gestos esportivos.

Quanto à distribuição das tarefas, foram encontradas e classificadas vinte e sete diferentes atividades utilizadas como tarefas para a análise do controle postural, dentre elas, doze tarefas foram mais utilizadas nos artigos (Figura 1), enquanto que outras quinze tarefas encontradas foram utilizadas com uma menor frequência (Figura 2). A tarefa predominante encontrada nos artigos foi a de apoio bipodal simples na postura ortostática, seguida do apoio unipodal simples (Figura 1).

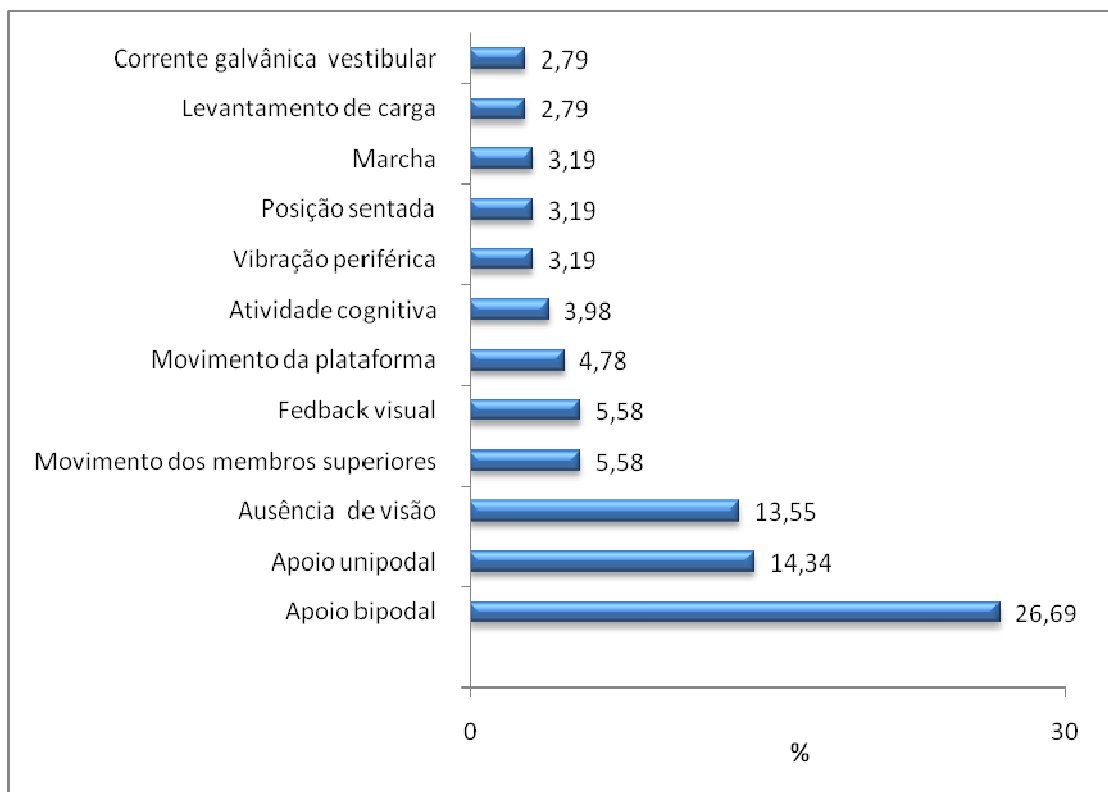


Figura 1: Distribuição percentual das tarefas mais utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura.

Foram classificadas como funcionais apenas oito tipos de tarefas, as quais apresentaram os aspectos funcionais determinados na metodologia, sendo que essas tarefas foram utilizadas em 10,37 % das análises do controle postural nos artigos pesquisados neste trabalho (Figura 3).

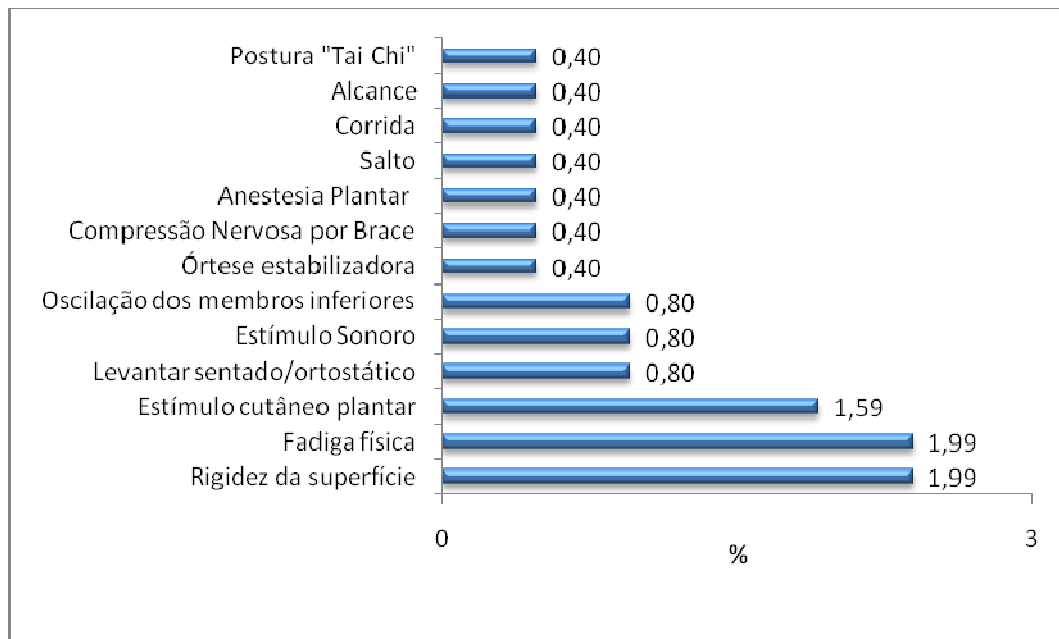


Figura 2: Distribuição percentual das tarefas menos utilizadas presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura.

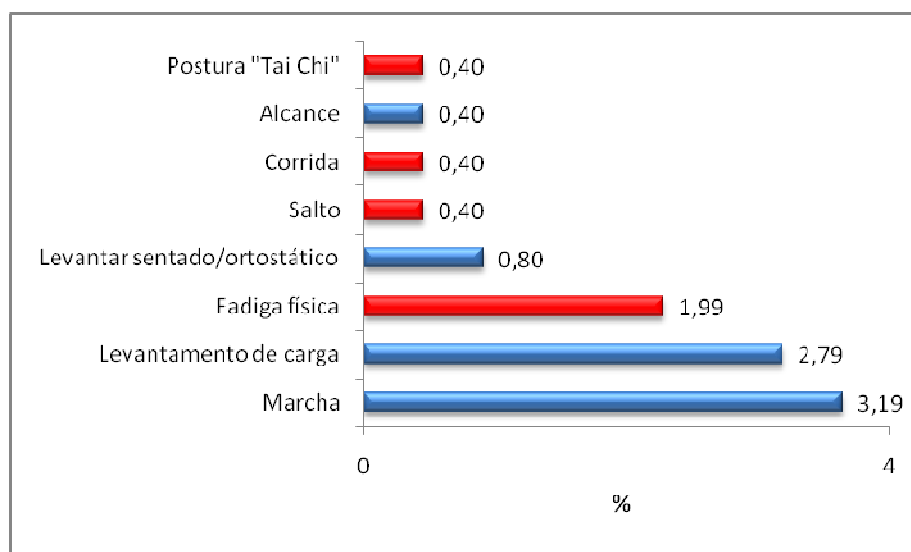


Figura 3: Distribuição percentual das tarefas selecionadas como "Funcionais" presentes nos trabalhos de controle postural selecionados para essa revisão de literatura. As barras em vermelho representam as tarefas que foram relacionadas à atividade esportiva.

Em relação aos artigos da área de ortopedia, foram realizadas análises com controle postural com predomínio para a articulação do joelho, seguida pelo tornozelo e pela articulação do quadril. E dentre as lesões do joelho, a ruptura do LCA representou 60 % da frequência de análise do controle postural (Figura 4).

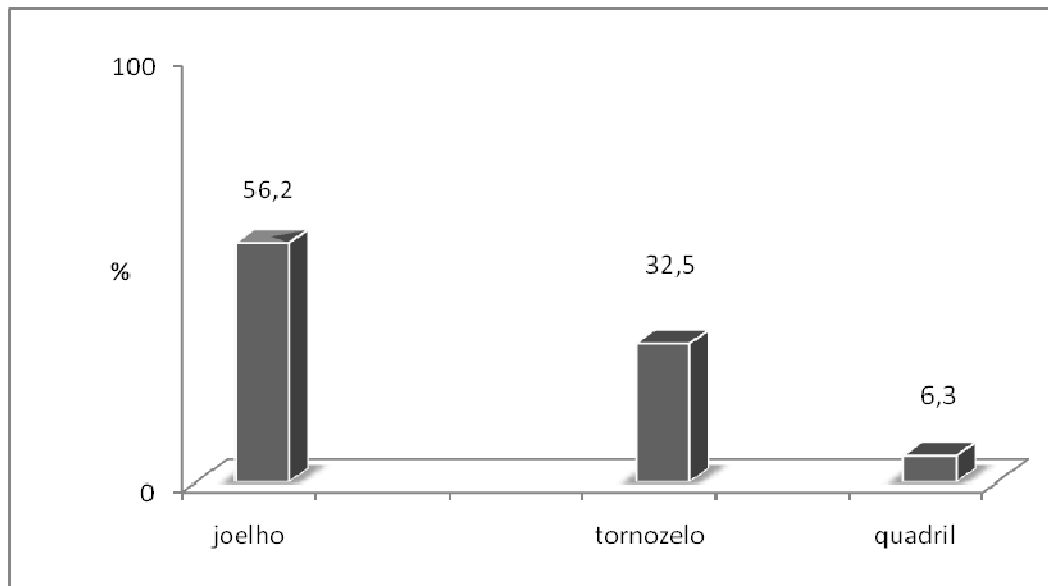


Figura 4: Distribuição percentual dos segmentos articulares do membro inferior dos trabalhos selecionados para essa revisão de literatura relacionados à área ortopédica.

Essa revisão prévia demonstrou que as tarefas utilizadas para análise do controle postural de forma geral são muito variadas e predominantemente simples. Além disso, também ficou evidenciado a escassez de tarefas exclusivamente dinâmicas funcionais que simulem movimentos de gestos esportivos.

Portanto, pode-se concluir que as tarefas utilizadas para análise do controle postural encontradas nos trabalhos da literatura caracterizam-se por tarefas simples para possibilitar um bom controle, entretanto, essas tarefas perdem em funcionalidade.

### **3 METODOLOGIA**

#### **3.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

Previamente à coleta de dados, o projeto de pesquisa foi submetido e posteriormente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNITAU (ANEXO A).

Os participantes selecionados para a amostra foram totalmente esclarecidos a respeito de todos os objetivos e procedimentos experimentais a serem realizados no decorrer deste estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

#### **3.2 DELINEAMENTO DE PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA**

O presente trabalho caracteriza-se por uma pesquisa experimental descritiva com amostragem aleatória sistemática. A amostra foi composta por cinco sujeitos, sexo masculino, atletas profissionais de futsal, sendo suas características antropométricas descritas na tabela 1.

Como critério de inclusão, todos os sujeitos deveriam pertencer ao grupo de atletas profissionais contratados e atuantes da mesma equipe elegida de futsal da primeira divisão da liga estadual paulista, além de utilizar como dominante o membro inferior direito para a execução do chute.

Como critério de exclusão deste grupo, os sujeitos deveriam apresentar nos últimos dois meses antecedentes à coleta de dados ausência de lesões do sistema músculo-esquelético, além de história prévia de cirurgia nos membros inferiores e coluna vertebral.

Tabela 1: Características dos sujeitos da amostra (n=05) quanto à idade (anos), massa (kg) e estatura (cm).

<b>SUJEITOS</b>	<b>IDADE (anos)</b>	<b>MASSA (kg)</b>	<b>ALTURA (cm)</b>
1	19	62	170
2	25	74	173
3	18	65	169
4	18	73	182
5	31	70	172
<b>Média</b>	<b>22,2</b>	<b>68,8</b>	<b>173,2</b>
<b>Desvio padrão</b>	<b>5,7</b>	<b>5,1</b>	<b>5,1</b>

### 3.3 BANCADA EXPERIMENTAL

Para a análise do equilíbrio durante o chute foi projetado e desenvolvido um dispositivo eletromecânico que associado às distâncias constantes pré-determinadas na bancada experimental, possibilitou controlar variáveis cinemáticas da bola para a realização da tarefa do chute futebolístico de forma controlada.

Este sistema permite o controle das características cinemáticas da bola do início da tarefa até a fase do chute em que ocorre o contato do pé com a bola, como a posição (x, y e z), velocidade e aceleração.

Desta forma, este sistema possibilita a reprodutibilidade da tarefa para execução de análises da estratégia de equilíbrio durante a execução do chute.

O sistema de investigação desenvolvido é composto por um dispositivo eletromecânico denominado “disparador vertical de bola” (DVB) desenvolvido no laboratório de biomecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica de Guaratinguetá (FEG-UNESP) associado aos outros dispositivos de instrumentação biomecânica, sendo um cinético por meio da plataforma de forças e outro cinemático pela aquisição de imagens por meio de câmeras digitais.

Esses dispositivos de instrumentação biomecânica foram utilizados de forma sincronizada em um circuito invariável para controlar a tarefa do chute, ou seja, esse sistema foi aplicado sempre com as mesmas características métricas, em relação ao

alvo, distância vertical e horizontal, e em relação às características cinemáticas da bola, altura e velocidade, assim como as características temporais da tarefa funcional.

A bancada experimental foi esquematizada a fim de otimizar a execução da tarefa controlada do chute (TCC), ou seja, permitir um elevado índice de acerto da bola no centro do alvo (figura 5).

Para tanto, a distância na direção ântero-posterior ( $x$ ) da superfície de fixação do alvo em relação ao posicionamento do sujeito sobre a plataforma de forças foi determinada em 2,70 m, desta forma, além de permitir uma distância otimizada para o acerto, ainda possibilitou que o chute fosse executado com o objetivo da precisão ao invés de impulsionar uma alta velocidade na bola, e assim, favoreceu a visualização adequada das imagens na cinemetria.

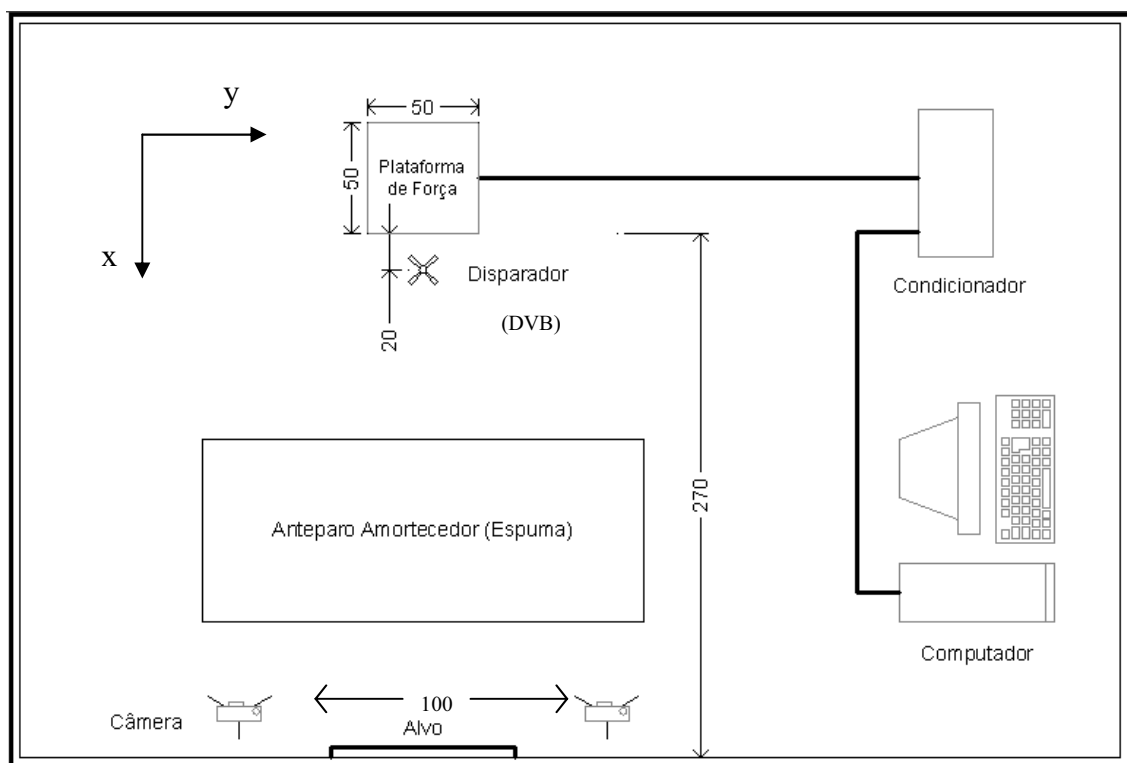


Figura 5: Planta da bancada experimental da TCC. Valores expressos em centímetros.

Porém, a distância “ $x$ ” final entre a posição do contato do pé com a bola e a superfície de fixação do alvo foi de 250 cm, pois a bola disparada estava apoiada no DVB, e este foi fixado a 20 cm anteriormente à plataforma de força (figura 5).

Devido à proximidade entre o alvo e a posição do sujeito sobre a plataforma de força, foi necessário a colocação de um anteparo de espuma, entre o alvo e a plataforma, com o objetivo de amortecer o impacto da bola com o solo, e desta forma não permitir que a bola retornasse contra o sujeito.

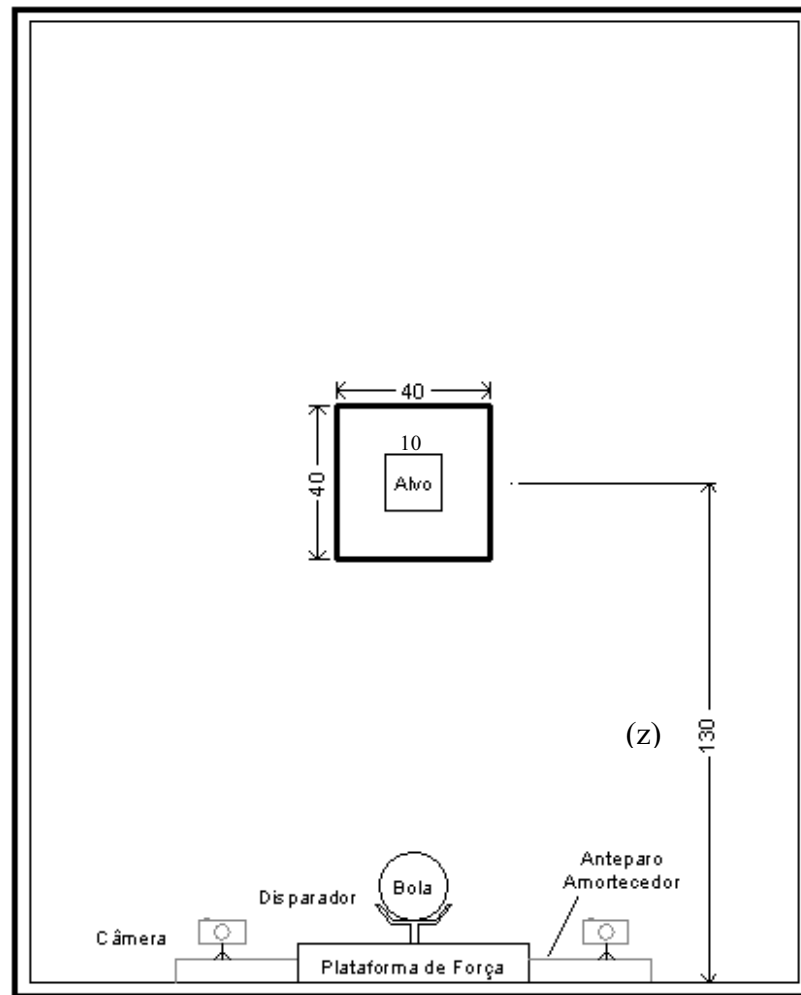


Figura 6: Desenho esquemático da vista frontal do alvo fixado na parede anteriormente à plataforma de forças. Valores expressos em centímetros.

Ainda em relação ao alvo, a sua posição vertical ( $z$ ) em relação ao solo foi determinada em 130 cm (figura 6). Essa posição vertical ( $z$ ) em relação ao solo foi estipulada após experimento realizado com dois sujeitos. Esse experimento consistiu em realizar uma sequência de chutes da distância ( $x$ ) de 250 cm, sendo que a altura vertical ( $z$ ) do alvo em relação ao solo foi progressivamente aumentada com a variação de 10 cm a partir do ponto inicial de 100 cm até a altura máxima 170 cm do solo.

Devido ao maior índice de acerto, foi determinada a posição vertical (z) de 130 cm para ser utilizada durante a realização da TCC neste presente trabalho.

O formato do alvo foi de um quadrado de 40 cm de lado com um quadrado menor inserido ao centro com 10 cm de lado (figura 6).

O controle da posição da bola foi realizado pela distância vertical (z) máxima de alcance da bola em relação ao solo após o disparo pelo DBV conforme ilustra a figura 7, e também pela distância vertical (z) em relação ao solo do instante em que ocorre o contato entre o pé e a bola para a execução do chute ilustrada pela figura 8.

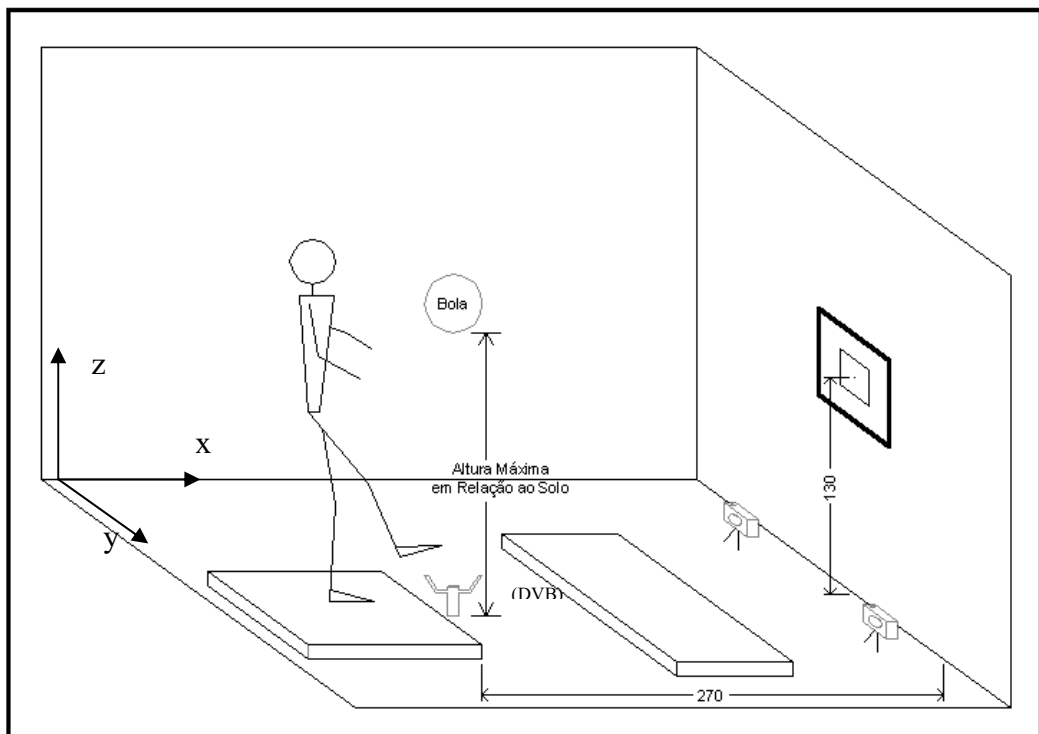


Figura 7: Bancada experimental. Distância vertical máxima da bola impulsionada pelo DVB.

Desta forma, considerando sempre a mesma posição (z) da altura máxima da bola e da distância em relação ao solo no instante em que ocorre o contato com o pé, obteve-se então a velocidade da bola para a execução do chute em direção ao alvo, dado por:

$$EP + EC = C \quad (1)$$

$$(m) (g) (h) + 1/2 mv^2 = C \quad (2)$$



Sendo,  $EP$  = energia potencial,  $EC$  = energia cinética,  $m$  = massa da bola,  $g$  = aceleração gravitacional,  $h$  = altura da bola,  $v$  = velocidade e  $C$  = constante (energia mecânica total).

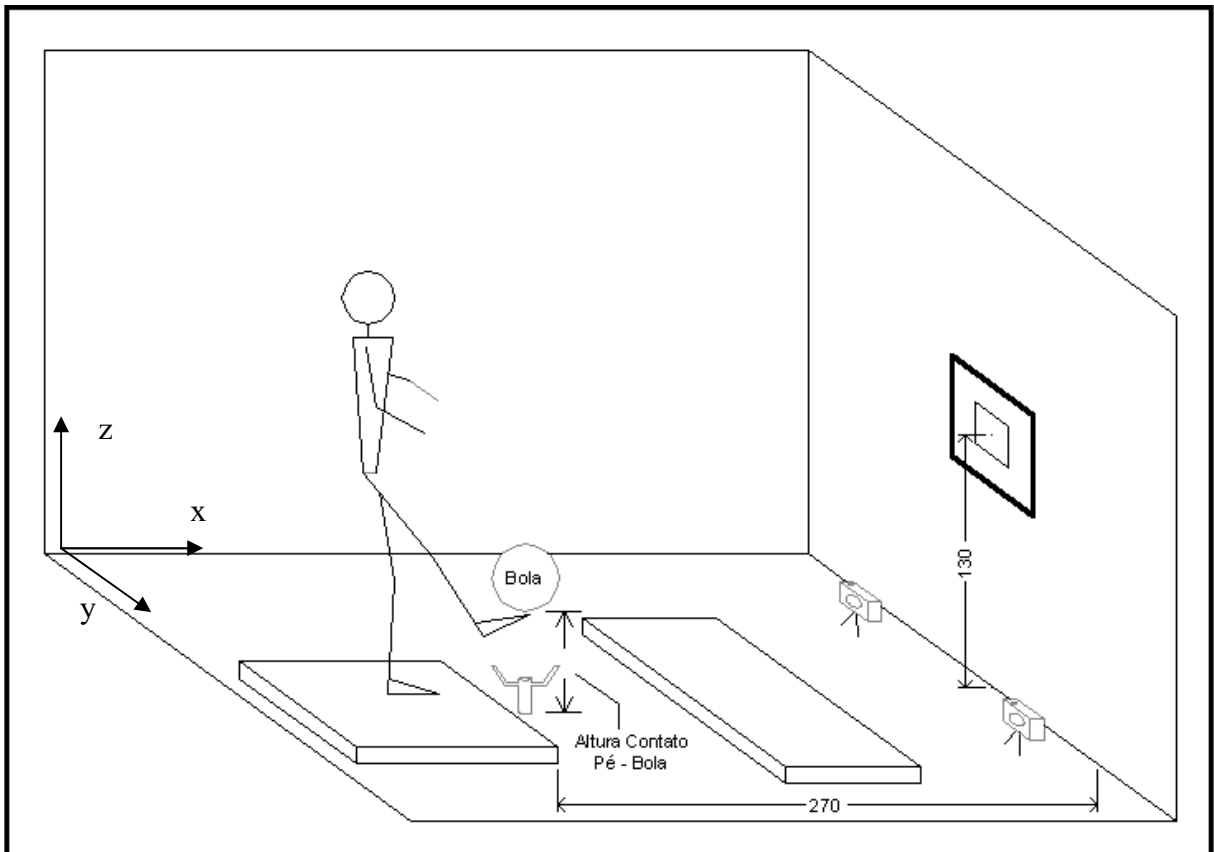


Figura 8: Bancada experimental. Altura da bola no instante do contato com o pé.

### 3.3.1 Disparador Vertical de Bola (DVB)

O Disparador vertical de bola (DVB) foi desenvolvido com a finalidade de elevar verticalmente a bola, isto é, permitindo apenas o movimento na direção vertical ( $z$ ). O DVB possui dimensões de 100,0 mm de profundidade, 186,0 mm largura e 171,0 mm de altura, sendo que tais medidas foram adotadas para evitar que no momento da realização do chute o DVB apresentasse como um obstáculo mecânico, e desta forma pudesse alterar o gesto funcional do chute.

O DVB é um conjunto eletro-mecânico composto por dois subconjuntos fixados em uma base de aço, sendo um elétrico formado pelo solenóide e outro mecânico formado pelo receptáculo da mola (figuras 9 e 10).

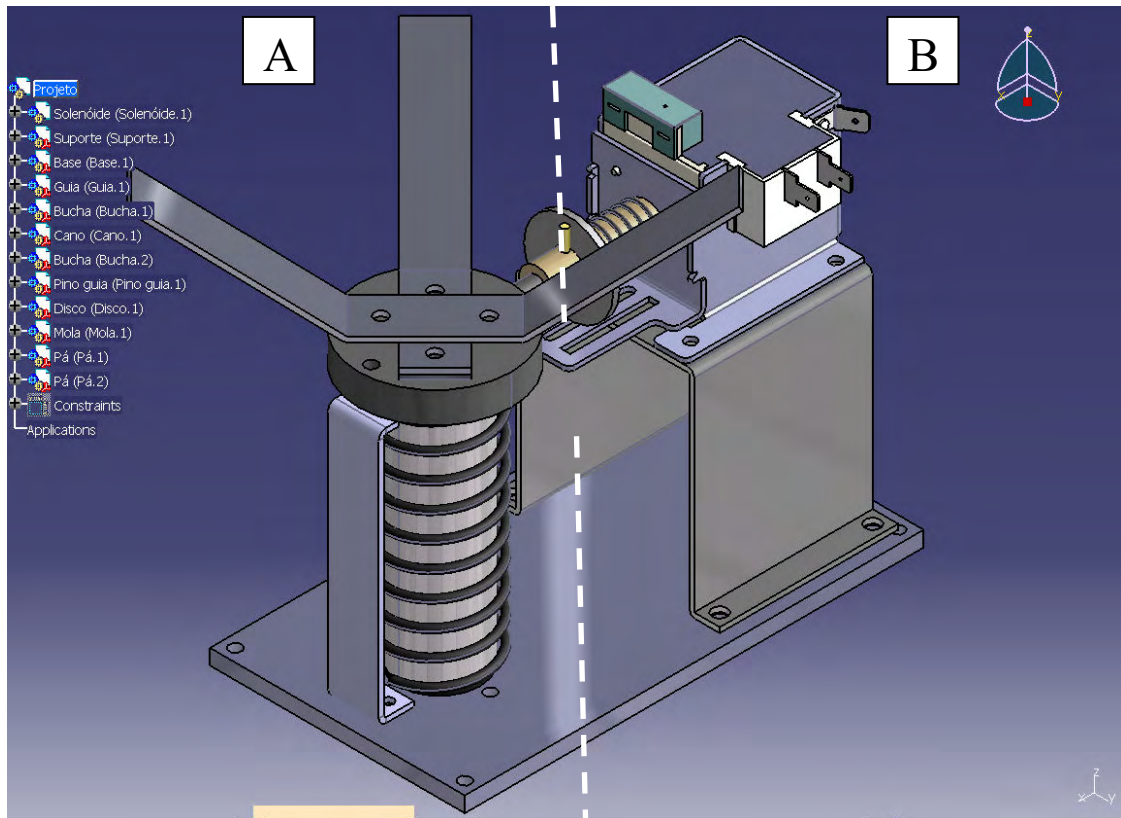


Figura 9: Disparador Vertical de Bola (DVB). A= Subconjunto mecânico; B= Subconjunto elétrico.

O subconjunto elétrico possui uma base com um eixo mecânico transversal para permitir o movimento do mesmo durante o travamento e destravamento do subconjunto mecânico. Acima dessa base foi fixado o solenóide da marca **P.MONTI** modelo **ST-2**, 220v, 60HZ, que possui a função de destravamento da mola do subconjunto mecânico responsável por impulsionar verticalmente a bola. Para tal, foi realizada uma adaptação por meio da colocação de uma mola no pino de recolhimento do solenóide para que o mesmo também realizasse a função de travamento do subconjunto mecânico.

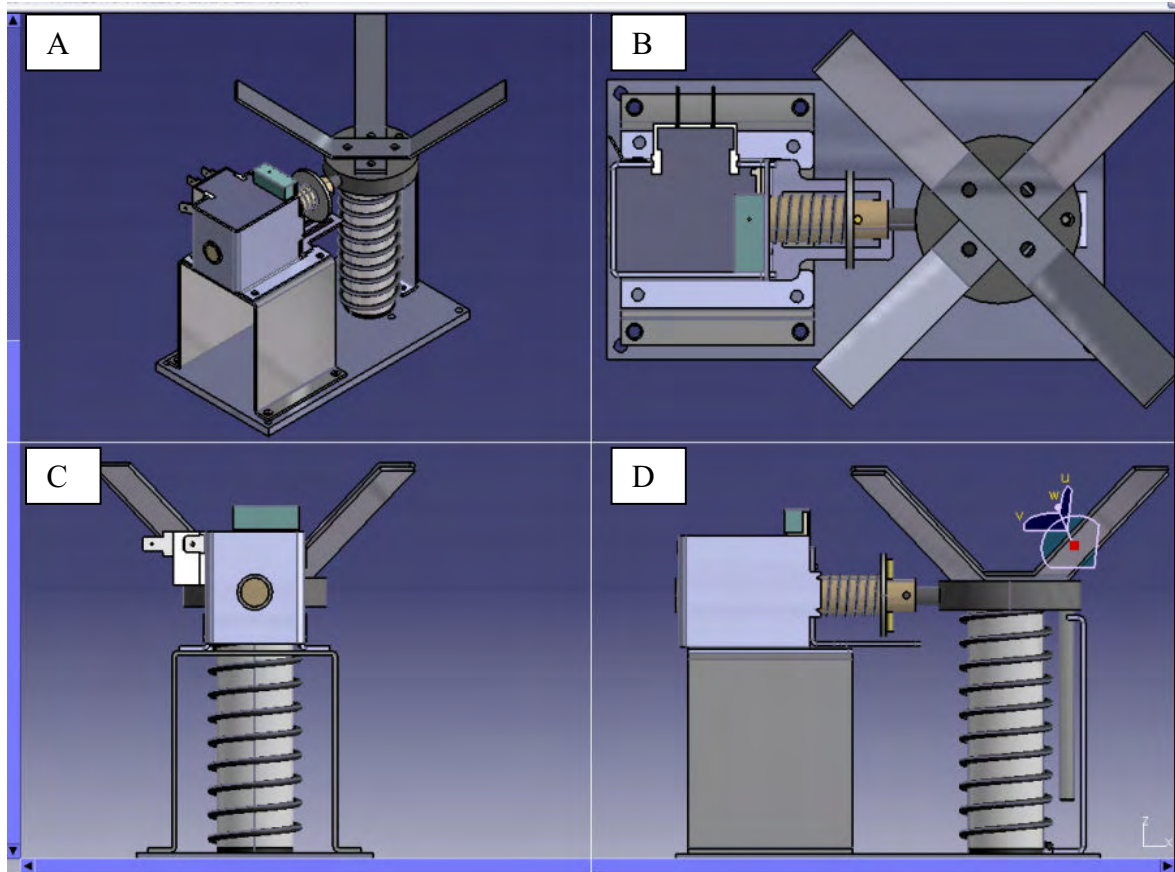


Figura 10: DVB – vista oblíqua (A), vista superior (B), vista lateral (C) e vista frontal (D).

O subconjunto mecânico foi construído a partir de um cilindro de suporte com um pino central, sendo que esse pino está fixado superiormente a um disco com quatro hastes que tem a função de apoio para a bola (figuras 9 e 10).

Para garantir o deslocamento do pino central com a mola apenas no eixo “z”, foi fixado o disco de suporte da bola a um pino-guia lateral.

A mola helicoidal utilizada possui dimensões geométricas, diâmetro de arame ( $d$ ) 3,5 mm, diâmetro da mola ( $D$ ) 37,0 mm, número efetivo de espiras ( $N$ ) 20, sendo estimada a rigidez ( $k$ ) considerando material de aço para mola com módulo de elasticidade para cisalhamento ( $G$ ) 80 GPa com a seguinte equação:

$$k = \frac{G \cdot d^4}{8 \cdot D^3 \cdot N} = 1.482 (N/m) \quad (3)$$

Portanto, para elevar a bola em uma altura ( $h$ ) aproximada de 1,3 m deve deformar a mola ( $x_m$ ), na direção do comprimento, igualando a energia potencial da bola ( $E_b$ ) com a energia de deformação da mola ( $E_m$ ):

$$\begin{aligned} E_b &= m.g.h \\ E_m &= \frac{1}{2}k.x_m^2 \end{aligned} \quad (4)$$

Onde,  $m$  é a massa da bola (0,45kg),  $g$  é a aceleração gravitacional (9,8 m/s<sup>2</sup>). A deformação axial da mola é estimada por:

$$x_m = \sqrt{\frac{2.m.g.h}{k}} = 0,088(m) \quad (5)$$

Considerando a altura de montagem da mola de 105 mm, necessário para mecanismo de guia do cilindro, o comprimento total da mola foi definido em 193 mm. A força exercida pela mola ( $F_{mola}$ ) no momento de disparo foi estimado por:

$$F_{mola} = k.x_m = 130(N) \quad (6)$$

A altura da bola acima de 130 cm em relação ao DVB foi determinada a partir do peso conhecido da bola de futebol profissional estimado em 0,450 kg.

O travamento e o destravamento da mola comprimida foram executados por meio do subconjunto elétrico situado lateralmente ao subconjunto mecânico, e para essa ação, ocorreu primeiro o travamento do subconjunto mecânico com o posicionamento do pino de recolhimento do solenóide acima do disco sustentador da bola em que estava fixada a mola, e assim que o solenóide foi energizado, o pino foi recuado subitamente e permitiu o destravamento do subconjunto mecânico, e desta forma a mola foi descomprimida e ocorreu o disparo vertical da bola que estava em repouso sobre as hastes fixadas superiormente ao disco.

A bola utilizada para o sistema do DVB foi da marca **UMBRO** modelo **X-300**, nova, com 67 cm de circunferência e 0,445 kg. Para a realização das coletas de dados, a bola foi calibrada (calibrador **PENALTY**) no mesmo dia dos ensaios com a pressão de 7,0 PSI (0,49 Kgf/cm<sup>2</sup>) conforme orientação do fabricante (figura 11).



Figura 11: Bola utilizada no DVB.

### 3.3.2 Análise Cinemática

Para a aquisição das imagens foram utilizadas duas câmeras digitais, ambas com as mesmas características técnicas descritas na tabela 2.

Tabela 2: Características Técnicas das câmeras digitais utilizadas na aquisição de imagens.

<b>Marca</b>	Sony
<b>Modelo</b>	DSC-W110
<b>Frequência de captura de imagens</b>	30 HZ
<b>Velocidade do obturador</b>	1:110s

As duas câmeras digitais foram posicionadas com distância de 100 cm lateralmente entre elas, situadas no mesmo plano da parede em que foi posicionado o alvo para acerto da bola, com 270 cm à frente da plataforma de forças e 30 cm de distância em relação ao solo (figuras 5).

Tal posicionamento das câmeras digitais foi utilizado com o objetivo de otimizar a captação de todos os pontos antropométricos marcados durante a TCC.

### 3.3.2.1 Calibração espacial

Para a calibração espacial das coordenadas dos eixos x, y e z, foi utilizado um calibrador composto de seis fios de prumos fixados ao teto, sobre o local em que os sujeitos ficaram posicionados sobre a plataforma de forças para realizar a tarefa do chute.

Cada fio de prumo foi constituído de fio de nylon com um peso de chumbo em sua extremidade inferior, sendo que em cada fio foram fixadas esferas de isopor com 15 mm de diâmetro cada, mantendo-se uma distância fixa de 20 cm entre elas no mesmo fio.

A distância entre os fios foi fixada em 70 cm para o eixo “y” e 120 cm para o eixo “x”, determinado um volume suficiente para a realização da TCC (figura 12).



Figura 12: Imagem do calibrador adquirida pela câmera 2, com as coordenadas x, y e z.

Foram selecionados 57 pontos (esferas de isopor) para serem demarcados para a execução do cálculo do coeficiente por meio de *Direct Linear Transformation (DLT)*. Destes 57 pontos, foram utilizados 9 pontos de cada um dos três fios de prumo que estava situado anteriormente, e 10 pontos de cada um dos três fios de prumo que estava situado posteriormente (figura 13).

Após a aquisição de imagens do calibrador por meio das duas câmeras digitais, os arquivos foram desentrelaçado em 40 quadros pelo programa QuinticPlayer<sup>®</sup>, e em seguida salvos na pasta do ambiente MATLAB.

Para a execução da calibração espacial no ambiente MATLAB foi utilizado o programa “Av\_Rec\_2cam.m” (APÊNDICE B) desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da FEG\_UNESP com o objetivo de analisar o comportamento do centro de massa corporal durante a execução do chute.



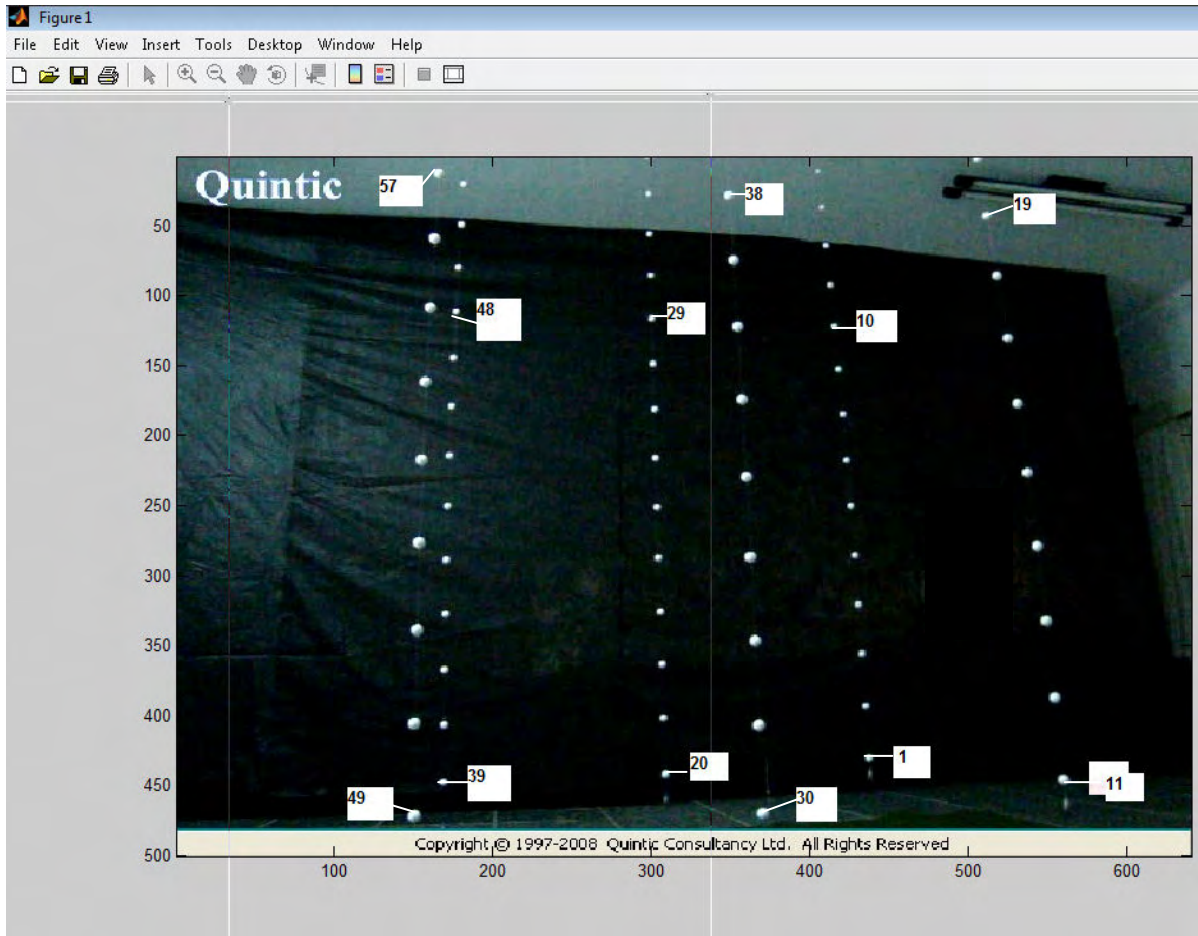


Figura 13: Sequência de marcação de pontos para calibração.

Desta forma, a sequência de marcação dos pontos foi obrigatoriamente igual às coordenadas gravadas no arquivo de dados “xyz\_chute.m” (figura 13).

Esse procedimento de marcação dos pontos foi realizado para os arquivos fragmentados de ambas as câmeras, e após o seu término, o programa executou a transformação dos pixels em milímetros por meio de DLT.

### 3.3.2.2 Precisão da calibração

Para a avaliação da precisão da calibração do programa de reconstrução de imagem 3D por meio de duas câmeras "Av\_Rec\_2cam.m" desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da FEG\_UNESP foram utilizadas as referências das coordenadas cartesianas da calibração descritas na tabela 3:



Tabela 3: Coordenadas cartesianas utilizadas na calibração

PTS	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	PTS	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	PTS	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)
1	0	0	20	20	0	70	20	39	0	140	20
2	0	0	40	21	0	70	40	40	0	140	40
3	0	0	60	22	0	70	60	41	0	140	60
4	0	0	80	23	0	70	80	42	0	140	80
5	0	0	100	24	0	70	100	43	0	140	100
6	0	0	120	25	0	70	120	44	0	140	120
7	0	0	140	26	0	70	140	45	0	140	140
8	0	0	160	27	0	70	160	46	0	140	160
9	0	0	180	28	0	70	180	47	0	140	180
10	0	0	200	29	0	70	200	48	0	140	200
11	120	0	20	30	120	70	20	49	120	140	20
12	120	0	40	31	120	70	40	50	120	140	40
13	120	0	60	32	120	70	60	51	120	140	60
14	120	0	80	33	120	70	80	52	120	140	80
15	120	0	100	34	120	70	100	53	120	140	100
16	120	0	120	35	120	70	120	54	120	140	120
17	120	0	140	36	120	70	140	55	120	140	140
18	120	0	160	37	120	70	160	56	120	140	160
19	120	0	180	38	120	70	180	57	120	140	180

Dos 57 pontos das coordenadas cartesianas apresentados na tabela 3, foram utilizados 12 pontos extremos para análise da precisão apresentados na tabela 4 (LAFONTIN; LAMONTAGNE, 2003).

Tabela 4: Pontos extremos analisados para teste de precisão

PK1(pts conhecidos)				XYZ (Pts reconstruídos)		
PTS	X	Y	Z	X	Y	Z
<b>1</b>	0	0	20	0,9973	-1,0324	21,2733
<b>10</b>	0	0	200	0,3552	-0,1299	200,7257
<b>11</b>	0	120	20	0,5665	119,1547	20,1618
<b>19</b>	0	120	180	0,9423	118,916	179,6415
<b>12</b>	70	0	20	70,078	0,053	20,3146
<b>29</b>	70	0	200	70,3368	-2,7284	201,262
<b>30</b>	70	120	20	69,9467	121,7624	19,8677
<b>38</b>	70	120	180	70,3958	120,9029	180,8955
<b>39</b>	140	0	20	139,508	0,3777	20,6425
<b>48</b>	140	0	200	139,3456	1,2995	199,99
<b>49</b>	140	120	20	139,992	118,72	20,1886
<b>57</b>	140	120	180	138,7421	120,4055	178,296

O Critério de avaliação da precisão de reconstrução é dado por:

$$\% = (\text{dif. Max.}/\text{diagonal do volume de trabalho}) \quad (7)$$

Para a diagonal do volume de trabalho:

$$d_v = \sqrt{d_b^2 + h^2} \quad (8)$$

De acordo com critério adotado descrito acima, foram encontrados os valores:

$$\% = (2,7284 \text{ (cm)}/257,68 \text{ (cm)}) = 1,06 \text{ (\%)} \quad (9)$$

Portanto, para o sistema de calibração utilizado neste trabalho, a margem de erro da calibração encontrada foi de aproximadamente 1%.

### 3.3.3 Análise Cinética

Para realização das coletas de dados para análise da variação do COP foram utilizados uma plataforma de força, um condicionador de sinais, além de um programa aplicado à aquisição e armazenamento dos dados brutos de força.

#### 3.3.3.1 Plataforma de força

Foi utilizada uma plataforma de força preparada para coleta de dados para análise do equilíbrio, marca **EMG SYSTEM**, com área de superfície de 50,0 cm x 50,0 cm e frequência de aquisição de 100HZ (figura 14).

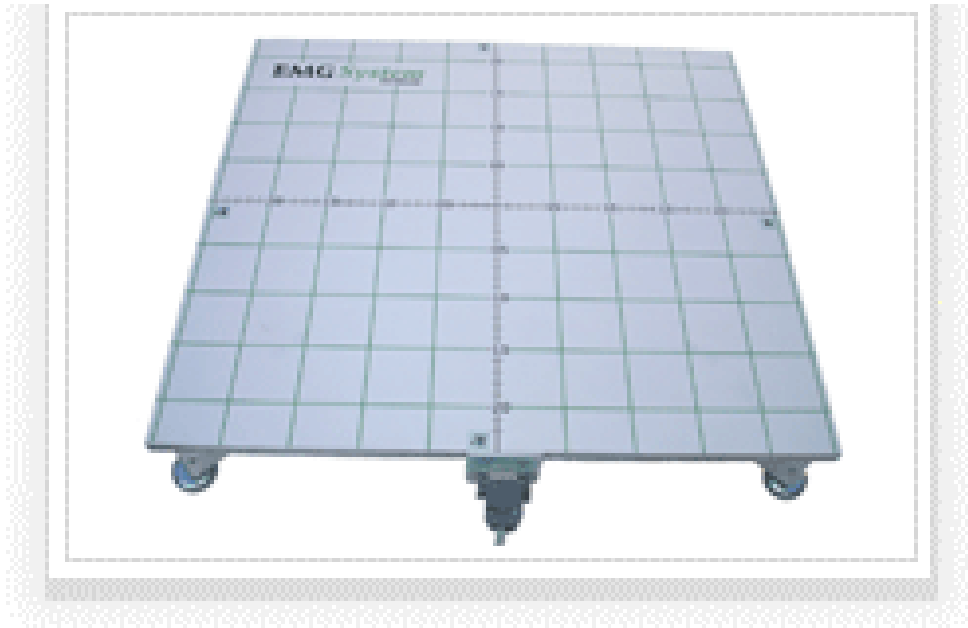


Figura 14: Plataforma de força *EMGSYSTEM* para análise do COP

### 3.3.3.2 Condicionador de sinais

Para aquisição dos dados de força foi utilizado o condicionador da marca **EMG SYSTEM** modelo **CS 800AF**, cujos dados foram posteriormente armazenados e manipulados por meio de um programa aplicado do próprio fabricante (figura 15).



Figura 15: Condicionador de sinais utilizado para o COP

### 3.3.3.3 Calibração da plataforma de força

Segundo informações do fabricante, foi realizado o procedimento de calibração da plataforma de força para análise do COP por meio de regressão linear.

Para esse procedimento foram utilizados três pesos padrões com dez, vinte e trinta kg. Cada peso foi posicionado em cada ponto de coordenada a fim do programa de calibração realizar a leitura simultaneamente, sendo a distância fixada entre cada ponto da coordenada em cinco centímetros.

Após cada leitura da carga o programa solicitava a colocação do peso padrão seguinte no mesmo ponto da coordenada, para posteriormente iniciar o mesmo procedimento em outro ponto da coordenada adjacente.

Para a calibração foram definidas as coordenadas, “x” para deslocamento ântero-posterior e “y” para deslocamento médio-lateral. A precisão da calibração da plataforma de força fornecida pelo fabricante é de 0,8% de margem de erro (figura 16).

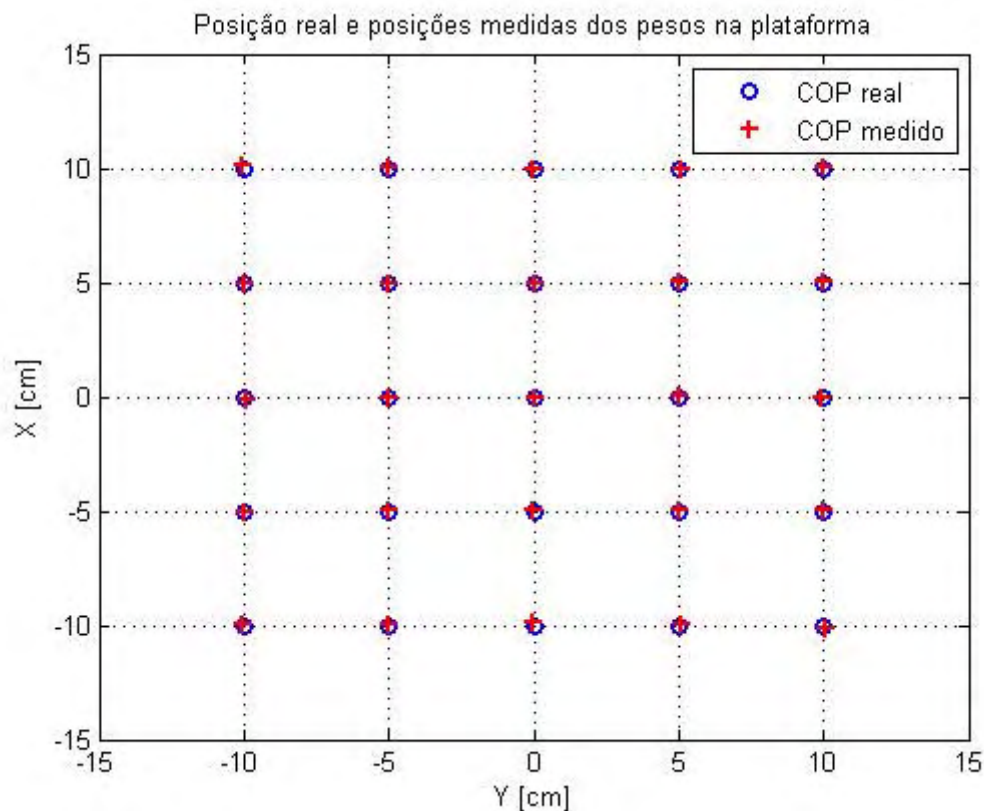


Figura 16: Precisão da calibração da plataforma de força **EMGSYSTEM** fornecida pelo fabricante.

### 3.3.4 Procedimento experimental

Previamente à coleta de dados, todos os sujeitos foram informados quanto aos procedimentos que seriam adotados para a realização da TCC.

Tais procedimentos diziam especificamente em relação às posturas e aos movimentos que deveriam ser adotados antes, durante e após a TCC.

A TCC foi definida para os sujeitos da amostra e consistiu nas seguintes etapas:

- 1- Ao sinal do pesquisador, subir na plataforma de força com o pé não dominante e permanecer sobre o apoio unipodal durante todo o período da TCC;
- 2- Após a bola ser disparada, esperar a bola em movimento vertical atingir a altura máxima e durante a descida da bola (sentido solo) executar o chute, sendo que o chute deve ser executado na altura (distância bola-solo) mais conveniente para acertar o alvo;
- 3- Forma do chute: com a região medial do pé;
- 4- A meta da tarefa é acertar a bola no centro do alvo com precisão e não com alta velocidade da bola;
- 5- Após o contato do pé com a bola para a execução do chute, deve permanecer com o apoio unipodal com o foco visual direcionado para o alvo até o instante em que o pesquisador sinalizar para a descida da plataforma com o pé dominante e na sequência com o pé não dominante que estava em contato com a plataforma de força;
- 6- TCC finalizada.

Após as instruções a respeito dos procedimentos da TCC serem informadas aos sujeitos da amostra, cada sujeito foi orientado a realizar chutes utilizando o DVB para experimentar a tarefa durante o período necessário para adaptar-se a forma de execução da TCC.

Em seguida ocorreu a localização dos pontos anatômicos segundo Tixa (2000) para a demarcação com hemi-esferas de isopor de 15 mm de diâmetro para serem utilizados para análise do comportamento do CM durante a TCC.

Para a realização do cálculo do CM o modelo antropométrico utilizado neste trabalho foi baseado no modelo proposto por Winter (1990) para análise de marcha humana.

O modelo é composto de 16 pontos (figura 17), com os dois primeiros pontos localizados à cabeça (1 e 2), tendo na sequência os pontos, no acrômio direito (3), acrômio esquerdo (4), espinha ilíaca ântero-superior direita (5), espinha ilíaca ântero-superior esquerda (6), joelho direito (7), joelho esquerdo (8), tornozelo direito (9), tornozelo esquerdo (10), quinto metatarso direito (11), quinto metatarso esquerdo (12), cotovelo direito (13), cotovelo esquerdo (14), punho direito (15) e punho esquerdo (16).

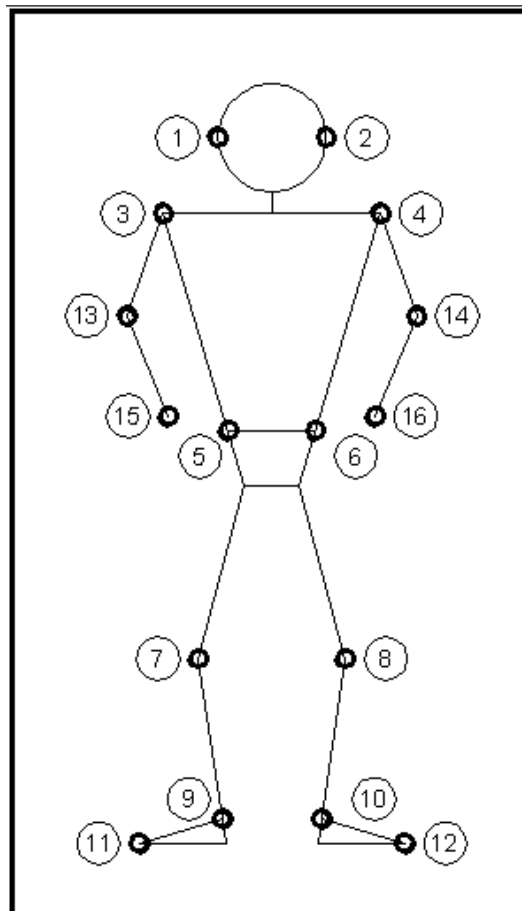


Figura 17: Pontos anatômicos demarcados para cálculo do CM (WINTER, 1990).

No modelo de Winter (1990) a massa de cada segmento é fornecida em função da massa total, e o centro de massa, assim com o raio de giro desses segmentos são fornecidos em função de seus comprimentos (tabela 5).

Tabela 5: Dados antropométricos (Winter, 1990).

<b>Segmento</b>	<b>Massa Coporal Total</b>
Mão	0,006 M
Braço	0,028 M
Pé	0,0145M
Coxa	0,100 M
Coxa + Perna + Pé	0,161 M
Tronco	0,497 M
Antebraço	0,016 M
Antebraço e Mão	0,022 M
Perna	0,0465M
Pé e Perna	0,061 M
Cabeça e Pescoço	0,081 M

Posteriormente a demarcação dos pontos, o sujeito foi posicionado em apoio bipedal de frente para a plataforma de forças, e assim que foi dado o comando, subiu na plataforma com o pé não dominante (esquerdo), e permaneceu na plataforma de equilíbrio em apoio unipodal (figura 18).

O disparo da bola ocorreu de forma manual após quatro segundos do contato do pé esquerdo sobre a plataforma. Após a execução do chute o sujeito permaneceu sobre a plataforma com apoio unipodal, e após o comando verbal do pesquisador, desceu da plataforma para trás, sendo que em nenhum momento colocou o pé dominante (direito) em contato com a plataforma de forças.

Cada sujeito realizou 25 chutes, todos realizados no mesmo dia, e o intervalo entre cada chute foi de 60 segundos.



Figura 18: Sujeito com apoio unipodal para realização da TCC.

### 3.4 COLETA E TRATAMENTOS DOS DADOS

Para a coleta de dados da plataforma de forças foi utilizado o condicionador de sinais descrito na secção 3.3.3.2, sendo que cada coleta ocorreu com o tempo de aquisição de 10 s, e uma freqüência de amostragem de 100Hz.

Em relação à aquisição de imagens, as câmeras digitais foram ligadas imediatamente ao posicionamento do sujeito em frente à plataforma de equilíbrio, e foram desligadas após o final da TCC.

Para sincronização temporal das imagens das duas câmeras digitais, foi utilizada a imagem fragmentada do instante em que a bola realizou o primeiro movimento de saída do DVB (figura 19). Portanto, a partir desta imagem foi considerado o tempo inicial ( $t=0$ ), tempo esse que também foi ( $t=0$ ) para o referencial dos dados do COP adquiridos por meio da plataforma de forças.





Figura 19: Imagem utilizada para sincronização temporal entre as câmeras digitais

Foram totalizados 25 vídeos das TCC, que foram armazenados e separados por números seqüenciais da primeira à última tarefa do chute. Sequencialmente ao armazenamento, o vídeo de cada chute foi fragmentado em imagens, sendo uma imagem a cada 0,033 segundos (30Hz).

Para a continuação do tratamento dos dados das imagens foram selecionados apenas os chutes que obtiveram acertos no alvo. Os acertos no alvo foram catalogados após cada chute em planilha do Excel.

Ainda com o objetivo de selecionar os chutes para posterior análise do comportamento do CM e do COP, também foi verificada a distância vertical ( $z$ ) entre o solo e a bola, no instante em que foi realizado o contato com o pé para realização do chute. Para tal foi utilizado o programa “am3Dchute” disponível no APÊNDICE B (MATLAB), e por meio da reconstrução tridimensional do sujeito, foi possível determinar a posição ( $z$ ) no instante do contato do pé com a bola (figura 20).

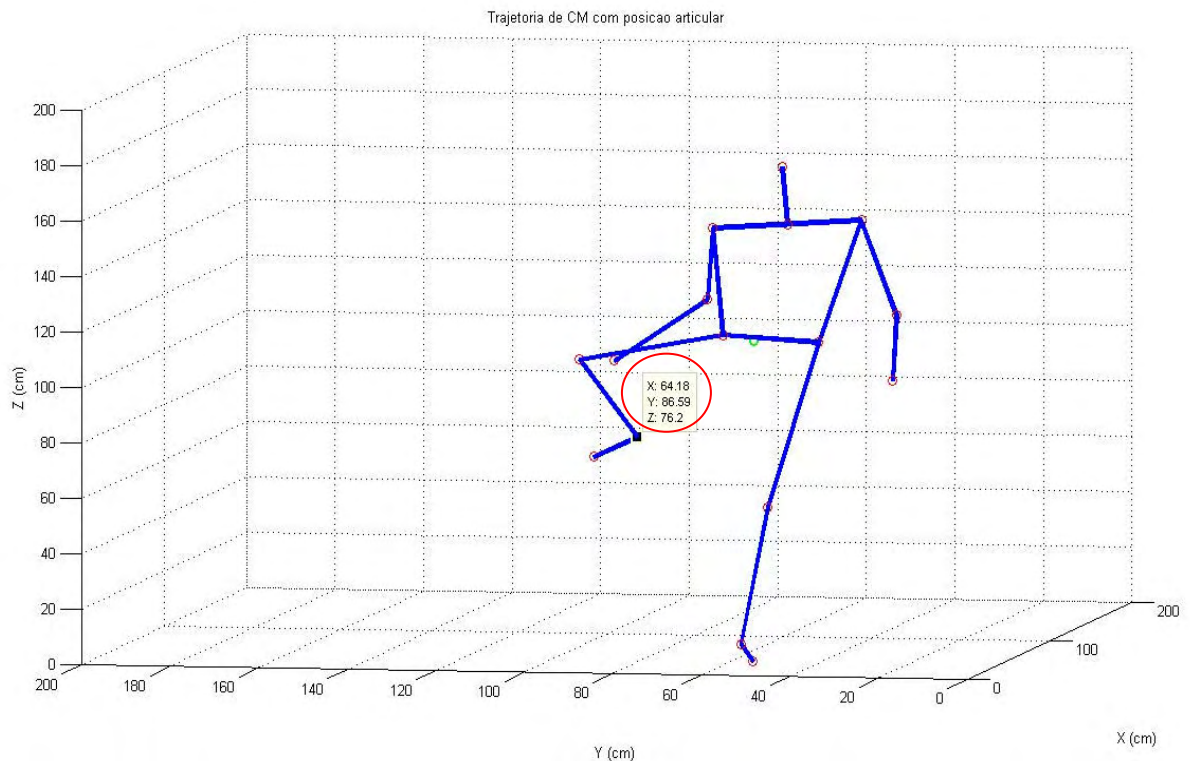


Figura 20: Reconstrução em 3D da imagem do instante em que ocorre o contato do pé com a bola.

Sendo finalizada a seleção dos chutes, e diante da calibração prévia executada de acordo com os procedimentos descritos na secção 3.3.2.1, foi dado início aos procedimentos do programa “am3Dchute” para a obtenção do CM em cada instante da TCC.

As informações referentes à massa do sujeito, nome do arquivo e número de quadros foram fornecidas, e desta forma foi iniciado o procedimento de marcação dos pontos (figura 21).

Cada TCC utilizou 40 quadros obtidos de cada câmara digital, sendo realizada a marcação dos pontos antropométricos das imagens de ambas as câmeras, totalizando 80 quadros.

Após a finalização dos pontos, os dados foram salvos e armazenados para posterior análise.

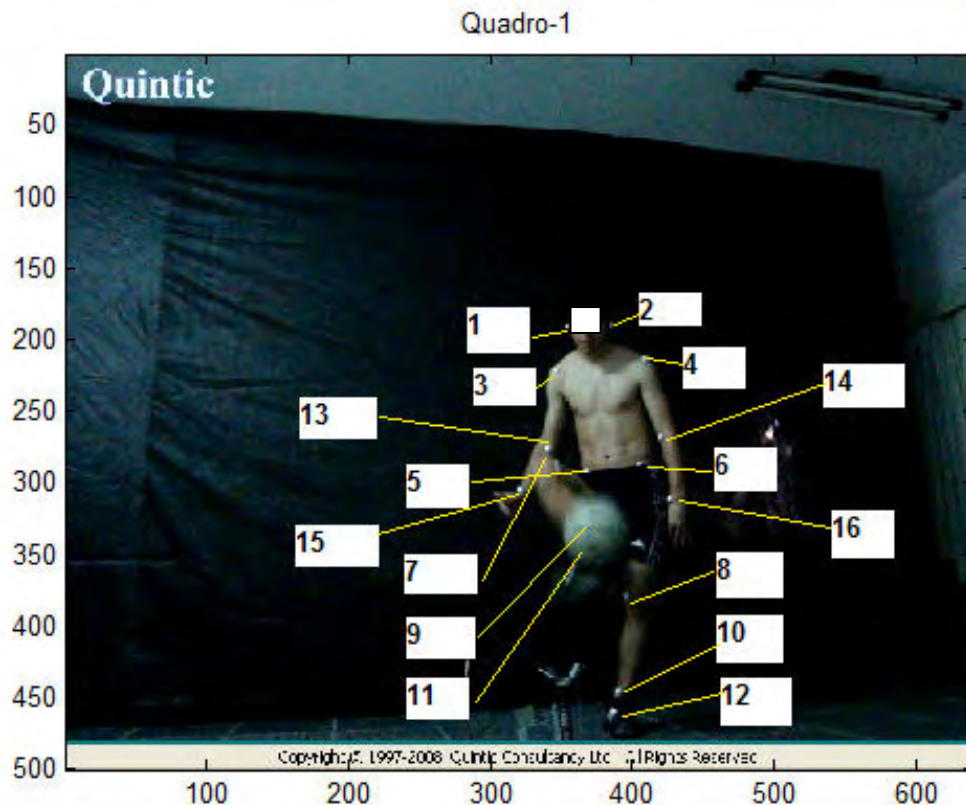


Figura 21: Sequência de marcação dos pontos antropométricos no programa “am3Dchute”

### 3.5 ANÁLISE DOS DADOS

Para a análise dos dados, a TCC foi dividida em três fases para facilitar a identificação das características do controle do movimento por meio da variação do CM e do COP:

- 1- Fase “Pré”: definida a partir do disparo da bola ( $t=0$ ) pelo DBV até o instante em que a bola atinge a distância máxima ( $z$ ) em relação ao solo;
- 2- Fase “Chute”: definida a partir do instante em que a bola inicia a trajetória de descida em relação ao solo até o instante em que o sujeito realiza o contato do pé com a bola;
- 3- Fase “Pós”: definida a partir do instante em que bola deixa de fazer contato com o pé do sujeito até o instante de 1,32 s (referente ao quadragésimo quadro).

Em relação ao CM, para selecionar as fases descritas no texto, os dados do CM das coordenadas “x” e “y” foram cortados em referência ao quadro correspondente que determinava o início e o final da fase. Com relação ao COP foi utilizado o critério tempo (t) para realizar o corte, ou seja, primeiramente foi realizado o corte por meio dos quadros do CM, e sequencialmente foi utilizado o tempo de cada quadro que determinava o início e o final de cada fase, e desta forma foi realizado o corte dos dados do COP em suas coordenadas “x” e “y”.

Os dados foram normalizados por meio da subtração dos valores referenciais (x,y) que representavam o início da TCC. Com esse procedimento obteve-se um referencial das coordenadas (x, y) exatamente ao ponto zero da posição do CM e do COP em relação ao início da TCC e não em relação ao ponto zero referente à calibração.

Após a normalização foi utilizado o programa “VCM\_ACM\_chute” (Apêndice B) desenvolvido na FEG-UNESP para a obtenção das curvas médias de trajetória, deslocamento, velocidade e aceleração do CM e do COP.

Nesse programa foi utilizada para suavização das curvas a *função spline cúbica*, sendo que o coeficiente dessa função foi manualmente adotado de acordo com o grau de necessidade de suavização das curvas médias de cada variável.

Para realizar o gráfico de interpolação das curvas médias das variáveis do CM e COP (x, y) da TCC, foram traçadas por meio do programa **ORIGIN** as curvas intra e inter-sujeitos.

A análise dos resultados foi realizada pela interpretação da forma gráfica do comportamento das curvas médias, ou seja, por meio da análise gráfica da presença de curvas médias em mesma fase na linha do tempo, sendo neste trabalho denominada de coerência de curvas, e ainda pela verificação da tendência gráfica das curvas médias do deslocamento, velocidade e trajetória do CM e do COP intra e inter-sujeitos.

Para a aceleração, foi analisado o comportamento da curva média dessa variável em relação à curva média da velocidade, para verificação da tendência gráfica entre as curvas de ambas as variáveis.

## 4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

### 4.1 RESULTADOS PRÉVIOS PARA A ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DO EQUILÍBRIO DURANTE A TCC

A realização da TCC foi executada com êxito, sem apresentar sinais de complexidade para os sujeitos da amostra, praticantes profissionais de futsal, sendo que 100% dos sujeitos completaram todas as vinte e cinco TCC sem dificuldades e com ausência de sinais, e ou sintomas deletérios.

A utilização da câmera digital de 30Hz de frequência demonstrou-se satisfatória, pois foi possível em todos os quadros do filme fragmentado visualizar os pontos antropométricos disponíveis nas imagens. Essa ocorrência é devido ao fato dos movimentos dos segmentos corpóreos serem realizados em baixa velocidade, pois a TCC teve como objetivo a precisão de acerto em virtude da velocidade de impulso da bola, e além disso, a distância horizontal reduzida do alvo também favoreceu esse fato.

A análise de movimentos dos chutes apresentada na literatura está relacionada às altas velocidades dos segmentos corpóreos, como por exemplo, o membro inferior que realiza o movimento de balanço para o contato com a bola, assim como o cálculo da velocidade da bola (TSAOUSIDIS; ZATSIORSKY, 1996; ASAI et al., 2002; KELLIS ET AL, 2004; NUNOME et al, 2006; LEES; NOLAN, 1998; BARFIELD; KIRKENDALL; YU, 2002, TEIXEIRA, 2004), além disso, os trabalhos apresentam na metodologia distâncias horizontais do alvo superiores à distância de 250 cm utilizada neste trabalho, pois comumente o alvo é posicionado à distância igual ou superior a dez metros (LEES AND NOLAN, 1998, BARBIERI et al, 2006, SANTIAGO, 2005, TEIXEIRA, 2004; JUNIOR, 2003), fato esse que favorece o emprego de velocidades maiores do membro inferior para impulsionar a bola, e desta forma a utilização de câmeras com frequência de aquisição acima de 100Hz parece fundamental para análise cinemática criteriosa.

Scurr e Hall (2009) ao realizarem a análise do ângulo de aproximação para a execução do chute optaram por uma câmera com frequência inferior a 100 Hz, sendo utilizadas para obtenção das imagens duas câmeras digitais de 50 Hz, assim como

Teixeira (2008) que utilizou uma câmera de 60 Hz para avaliar características cinemáticas do chute de crianças. Para esses autores a utilização de câmera abaixo de 100 Hz foi suficiente para a coleta dos dados das imagens, mesmo utilizando nas tarefas movimentos com velocidades bem superiores a que foi utilizada neste trabalho, além de variáveis altamente dependentes da qualidade da imagem coletada pela câmera, como por exemplo, ângulos articulares e velocidade da bola.

Outro fato relevante é a localização dos pontos com maiores influências no comportamento do deslocamento do CM corporal estar presente no esqueleto axial, cabeça e tronco (WINTER, 1990), e como a velocidade destes pontos durante a TCC são extremamente pequenas quando comparados aos deslocamentos realizados pelo esqueleto apendicular (extremidades), desta forma foi possibilitada a utilização da câmera com frequência de 30 Hz para esse tipo de análise, pois além de todos os pontos antropométricos serem nítidos nas imagens, a análise do comportamento do CM não depende exclusivamente de um único ponto e sim das resultantes de todos os dezesseis pontos.

Quanto à velocidade e a posição vertical máxima da bola após ser impulsionada pelo DVB, foi encontrada a média de  $134 \pm 0,8$  cm de altura em relação ao solo para o total de cento e vinte e cinco disparos realizados para a realização das TCC, e velocidade de 2,0 m/s aproximadamente no instante do contato do pé com a bola. Em todos os disparos realizados nas TCC que foram utilizadas para análise dos dados, a bola apresentou ausência de desvios nos eixos “x” e “y”, ou seja, o retorno da posição vertical máxima da bola foi exatamente no mesmo eixo “z” em que ocorreu a impulsão inicial. Esses resultados foram adquiridos pela utilização do programa “am3Dchute” com a imagem do décimo quarto quadro após a bola ser impulsionada verticalmente.

Esses resultados demonstram a repetibilidade do sistema do DVB em impulsionar a bola com as mesmas características cinemáticas, pois além da média da altura vertical máxima da bola obter o desvio padrão inferior a um centímetro e ausências de desvios para os eixos “x” e “y”, a altura máxima foi evidenciada sempre no décimo quarto quadro do vídeo fragmentado, ou seja, houve também uma repetição temporal.

O desenvolvimento de sistemas confiáveis que impulsionam a bola para realizar o chute futebolístico permite a simulação de situações mais dinâmicas da bola que ocorrem durante a atividade do jogo de futebol, e desta forma possibilita a utilização desses sistemas para a realização de testes repetitivos com o mesmo atleta para acompanhar a performance deste movimento, e ou, a reabilitação de lesões dos membros inferiores.

Em relação à posição vertical no instante do contato do pé com a bola, após a realização dos vinte e cinco chutes cada sujeito apresentou uma altura média da bola individual, a qual apresentou uma tendência de proporcionalidade entre a estatura do sujeito e a altura vertical da bola de preferência para realizar o chute (tabela 6).

Barbiere et al (2007) também realizaram análises de chutes futebolísticos com a bola em movimento, porém o movimento da bola foi na direção horizontal por meio do deslizamento no solo. Para tal a bola foi disparada de uma rampa para alcançar a velocidade de 2,2 m/s no momento do chute, sendo que a posição da bola no momento do chute não foi controlada.

Tabela 6: Correlação entre a estatura dos sujeitos e altura vertical da bola para o chute.

	Sujeito 1	Sujeito 2	Sujeito 3	Sujeito 4	Sujeito 5
Estatua (cm)	170,0	173,0	169,0	182,0	172,0
Altura média vertical da bola no instante do contato pé (cm)	68,20±1,30	70,87±2,11	69,01±1,46	76,11±1,62	71,46±1,72
Varição da altura (cm)	3,34	3,55	3,6	3,8	3,68

A altura de preferência do contato do pé com a bola para realizar o chute parece ser influenciada também pelo objetivo de acertar o alvo, pois a variação média da altura dos cinco sujeitos foi de apenas  $3,59 \pm 0,17$  cm.

Esses resultados demonstraram a importância da posição (x,y,z) constante do alvo, pois com a associação da repetibilidade promovida pelo DVB foi possível o controle otimizado das características cinemáticas da bola para realização do chute.

## 4.2 ANÁLISE DO COMPORTAMENTO GRÁFICO DA CURVA DO DESLOCAMENTO DO CM.

Foram excluídas as cinco primeiras e as cinco últimas das vinte e cinco TCC realizadas, sendo que as quinze TCC remanescentes de todos os sujeitos foram selecionadas para tratamento e análise dos dados, pois todas apresentaram acertos no quadrante maior do alvo, além de apresentarem distâncias verticais entre o solo e a bola no instante do contato com pé com reduzida variação (tabela 6).

Para a interpretação dos resultados, foi realizada a separação dos dados das coordenadas x (antero-posterior) e y (médio-lateral), e desta forma os dados foram primeiramente analisados em cada eixo, e posteriormente associados para a análise de parâmetros da trajetória.

A seguir serão apresentadas as curvas médias obtidas do deslocamento do CM de cada sujeito, e sequencialmente, as curvas médias da velocidade e da aceleração. As quinze TCC de cada sujeito foram divididas em três grupos compostos de cinco TCC. A curva média de cada grupo foi calculada e plotada na mesma figura para comparação do comportamento gráfico intra-sujeito.



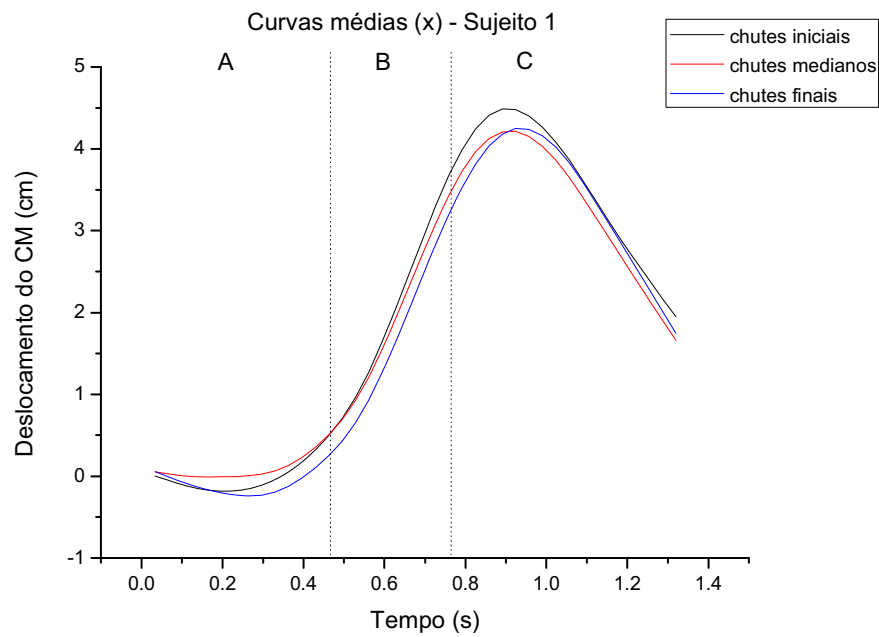


Figura 22: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior.

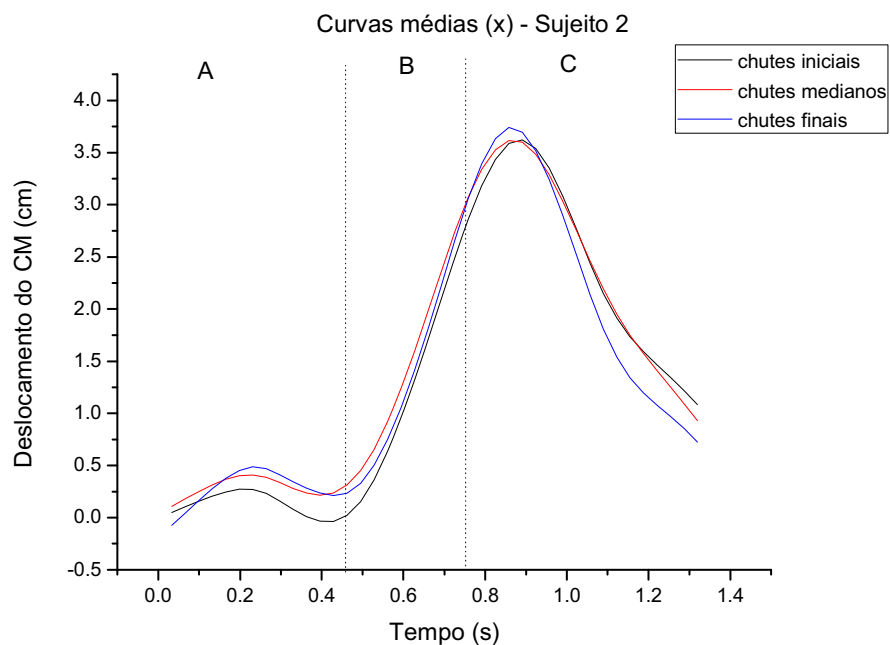


Figura 23: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior.

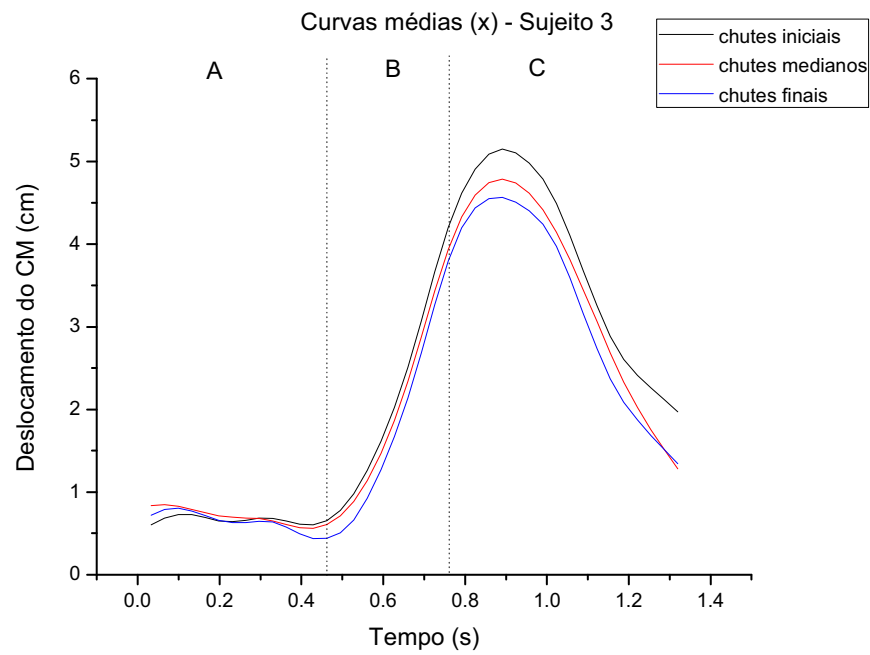


Figura 24: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior.

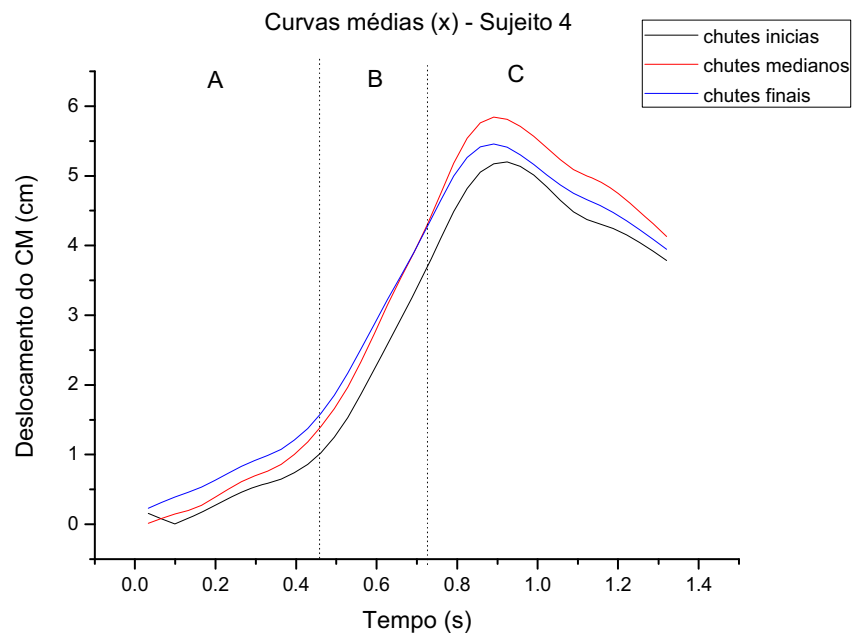


Figura 25: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior.

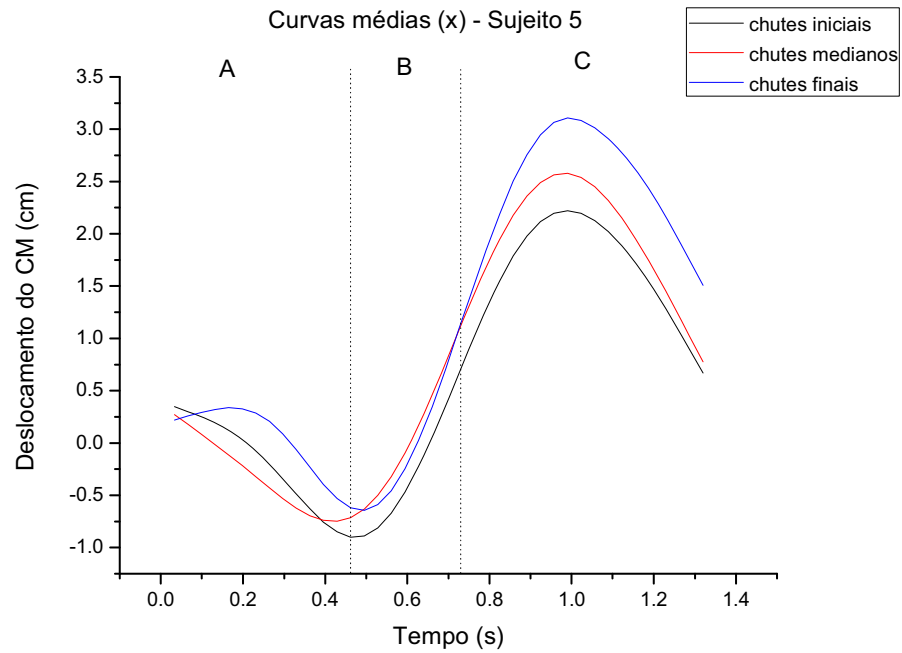


Figura 26: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior.

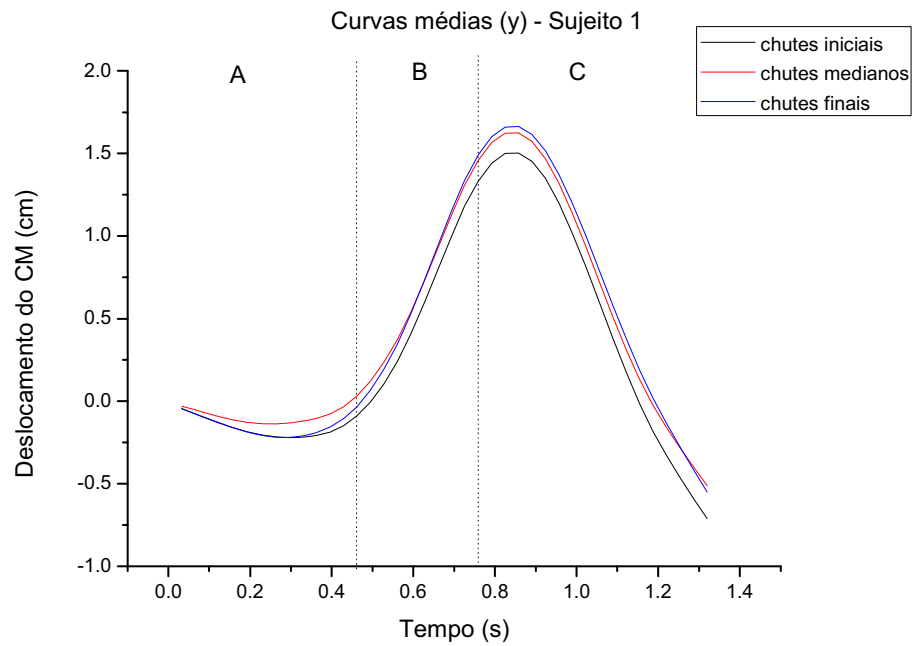


Figura 27: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda.

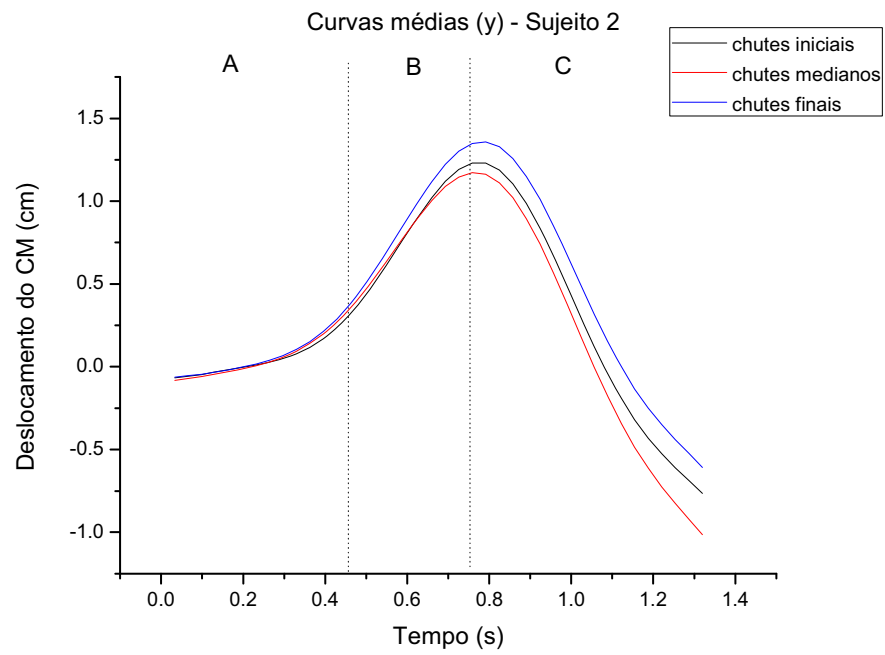


Figura 28: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda

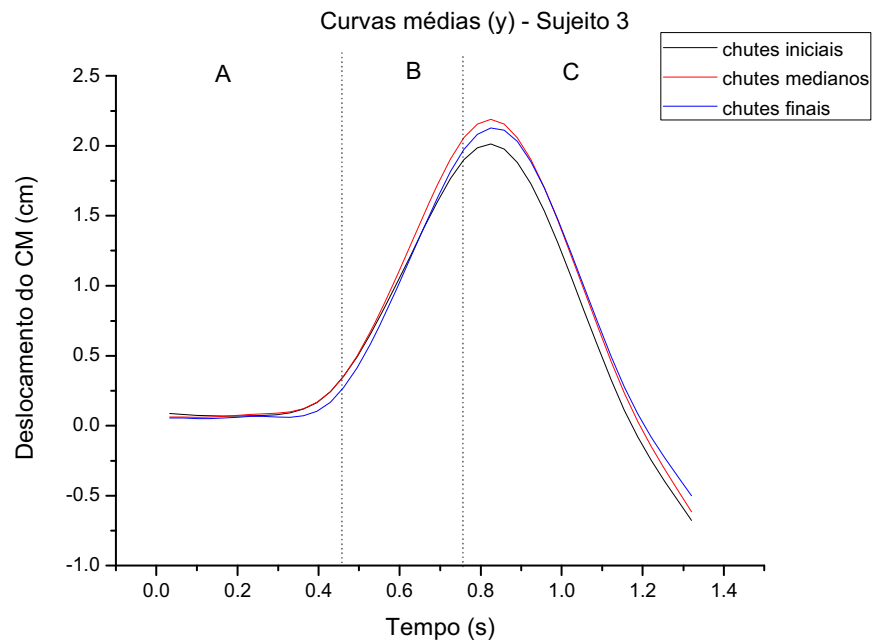


Figura 29: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda

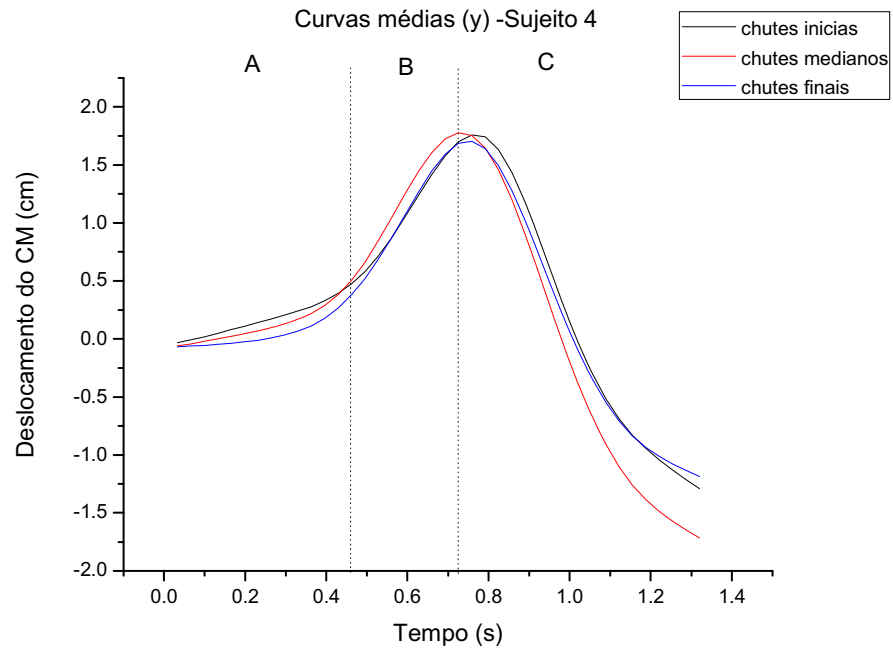


Figura 30: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda

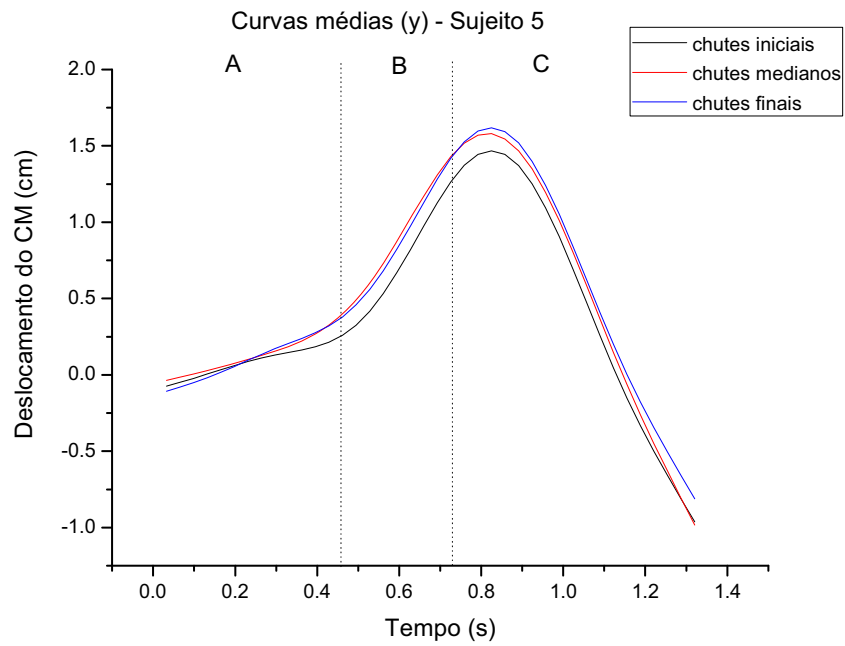


Figura 31: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda

Os resultados do deslocamento do CM na direção do eixo “x” de cada sujeito apresentam as curvas médias dos três grupos das TCC denominados de “chutes iniciais”, “chutes medianos” e “chutes finais”. As letras A, B e C, representam respectivamente as fases “Pré”, “Chute” e “Pós”. As linhas verticais pontilhadas que definem essas fases foram plotadas com o referencial dos quadros correspondentes, sendo a linha vertical que define o final da fase “Pré” correspondente ao décimo quarto quadro (0,462 s), e a linha vertical que define o final da fase “Chute” correspondente ao vigésimo terceiro quadro (0,759 s) para o sujeito um, dois e três, e correspondente ao vigésimo segundo quadro (0,726 s) para o sujeito 4 e 5. Essa variação de quadro para a definição do final da fase “Chute” é devido ao instante em que os sujeitos fizeram contato do pé com a bola para a realização do impulso do chute. Essa comparação das médias de cinco chutes entre os três grupos de TCC, teve o objetivo de verificar a existência de uma tendência de repetição de comportamento da curva média de deslocamento do CM intra-sujeito.

As figuras das curvas médias de cada sujeito (figuras 22, 23, 24, 25 e 26) apresentam características gráficas de mesma coerência e tendência no eixo “x” por sujeito, ou seja, os comportamentos dos deslocamentos no eixo “x” respeitam tendências de trajetórias das curvas médias entre os três grupos da TCC no mesmo sujeito, porém diferenças de magnitudes das curvas são encontradas quando comparadas inter-sujeitos, além da fase “Pré” apresentar tendências de curvas diferentes entre os sujeitos (figuras 32, 33, e 34). Durante a fase “pré” o sujeito estava com o apoio unipodal à espera da bola atingir a altura máxima após o disparo, ou seja, o sujeito estava realizando o ajuste do equilíbrio corporal para iniciar o movimento do chute ao início de descida da bola.

São encontrados trabalhos na literatura que abordaram a estratégia de cinemática corporal na última fase que antecede a realização do impulso do pé na bola, como por exemplo, a utilização das variáveis de posicionamento dos pés, ângulo de aproximação corporal, velocidade de aproximação e comprimento do último passo (SANTOS; BARBIERI; GOBBI, 2008; KELLIS et al, 2004; LEES; NOLAN, 1998), porém ainda são escassos na literatura trabalhos que abordam o controle postural no momento em que antecede a última fase da execução do chute.

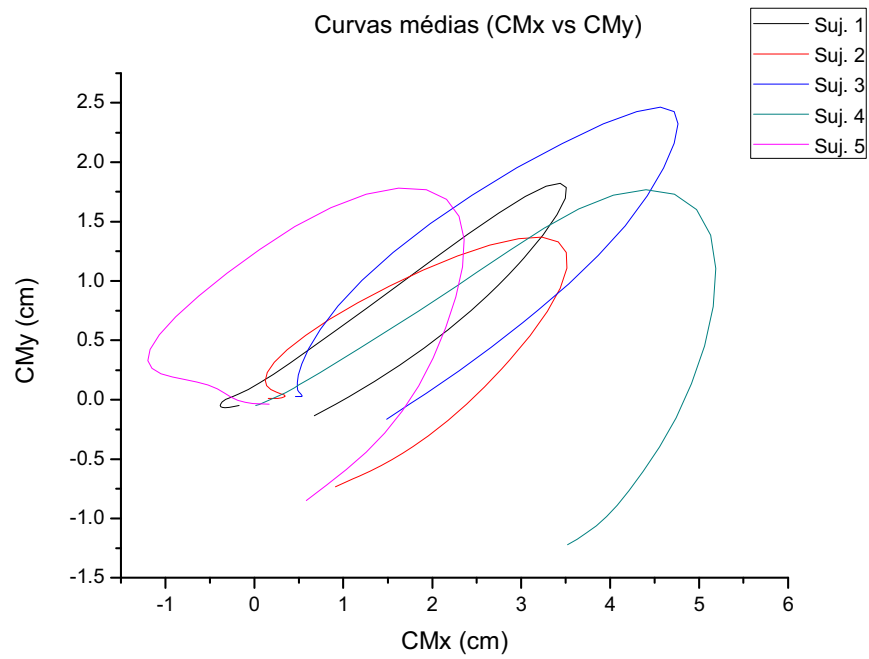


Figura 32: Curvas médias do deslocamento do CM (x,y) dos cinco sujeitos.

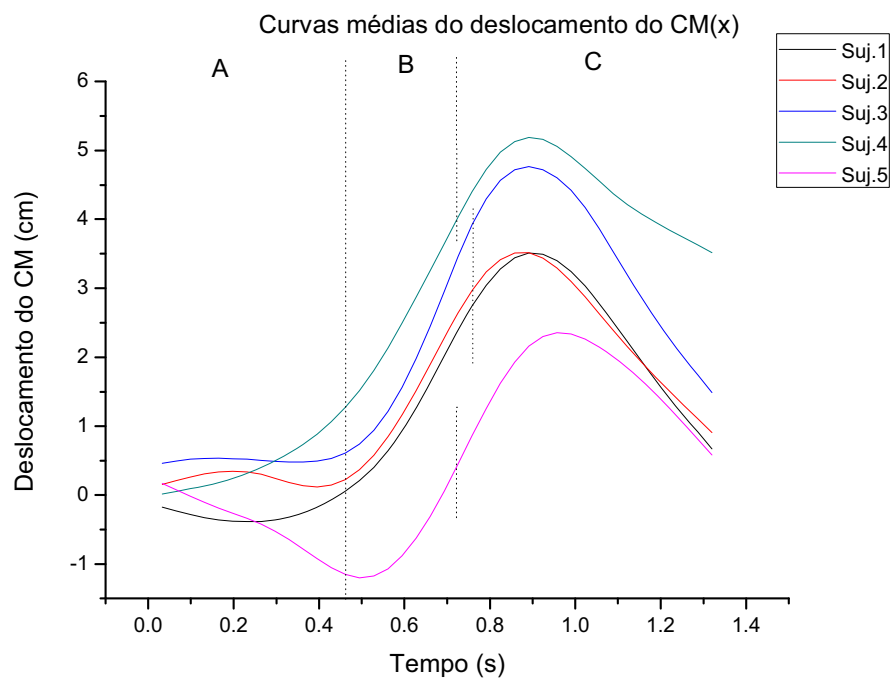


Figura 33: Curvas médias do deslocamento ântero-posterior (x) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido anterior; Valores negativos= sentido posterior

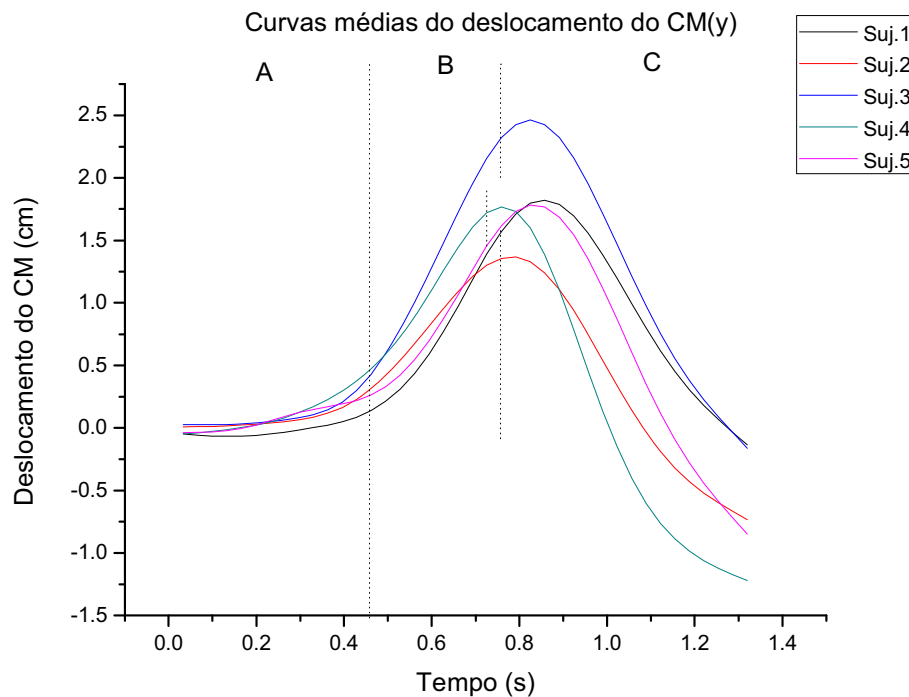


Figura 34: Curvas médias do deslocamento médio-lateral (y) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós; Valores positivos= sentido direita; Valores negativos= sentido esquerda

Nessa fase pode-se perceber nas curvas na direção do eixo “x” a tendência entre os sujeitos de deslocamento do CM para anterior ou para posterior (figura 33). Os sujeitos um, dois e três apresentaram uma tendência da curva em manter-se estável, sendo que o sujeito 1 apresentou um leve desvio para posterior retomando a projeção anterior no final desta fase.

O sujeito cinco apresentou uma tendência da curva média de deslocamento no eixo “x” em projetar o CM para posterior até o final da fase “Pré”, sem a retomada da projeção anterior. Em contra-partida, o sujeito quatro apresentou uma tendência de deslocamento linear do CM para anterior desde o início do disparo da bola, de tal forma que constituiu o sujeito com o CM mais projetado para anterior, enquanto que o sujeito cinco apresentou a projeção mais posterior entre todos os sujeitos ao fim da fase “Pré” e ao início da fase “Chute”.

Em relação ao eixo “y”, quanto ao deslocamento médio-lateral, nesta fase “Pré”, todos os sujeitos apresentaram tendências similares de curvas médias mais



estáveis no deslocamento do CM nesta direção quando comparadas com a variabilidade apresentada no eixo “x” (figuras 27, 28, 29, 30 e 31).

A fase “Chute” foi a etapa da TCC em que as curvas médias de deslocamento do CM no eixo “x” mostram um comportamento mais similar, pois houve o deslocamento linear no sentido anterior até completar-se essa fase, porém não representou o máximo do deslocamento anterior ao completar o chute, ou seja, a projeção do CM para anterior continuou-se após o contato do pé com a bola. Outro resultado do gráfico apresentado na figura 33, diz respeito à relação direta da projeção do CM de todos os sujeitos do início ao final desta fase, portanto, isso faz parecer que é esperado que quanto mais anterior o CM na fase de “ajuste” do equilíbrio (fase “Pré”) para a ação motora do chute, se repetirá essa tendência ao final da fase “Chute”, além de promover o maior deslocamento da curva nesta fase.

Esse fato evidencia-se com o sujeito quatro que iniciou e encerrou essa fase com a projeção do CM mais anterior, e também apresentou o maior deslocamento da curva nessa mesma fase em relação aos outros sujeitos, já o sujeito cinco, entre todos os sujeitos foi o único que apresentou a projeção posterior do CM mesmo após o início dessa fase, sendo que ao final da fase “chute” apresentou a curva gráfica de projeção do CM menos para anterior e de menor variação de deslocamento da curva quando comparado aos demais sujeitos.

Em relação às curvas médias de deslocamento do CM no eixo “y”, os sujeitos apresentaram uma tendência no deslocamento para o sentido direito, ou seja, no mesmo sentido do membro inferior que realizou o movimento de impulsão na bola para o chute, pois é importante lembrar que todos os sujeitos apresentavam o membro inferior direito como preferência para o chute (figura 34).

Os sujeitos dois e quatro apresentaram ao final da fase “chute” a curva média de deslocamento próxima a máxima projeção para o sentido direito em toda a TCC, enquanto que os sujeitos um, três e cinco ainda apresentaram o deslocamento do CM para o sentido direito após o final dessa fase.

Thomaz (2005), assim como Levannon e Dapena (1998) encontraram em suas análises do chutes com precisão, a inclinação e rotação da cintura pélvica para direita em todos os sujeitos que utilizavam o membro inferior direito de preferência

para realizar o chute com a parte medial do pé, similar ao tipo de chute que foi utilizado neste presente trabalho. Isso explica o deslocamento do centro de massa para direita, já que na cintura pélvica são encontrados importantes pontos antropométricos que influenciam o comportamento do CM.

Em relação à fase “pós”, essa etapa também está intimamente relacionada com o ajuste do equilíbrio, pois após o contato do pé com a bola, e do movimento controlado e coordenado do membro inferior que realizou o impulso na bola para a execução do chute, o sistema de equilíbrio teve que ser ativado para controlar o retorno da postura ao estado inicial da TCC, ou seja, o sujeito precisou continuar com o apoio unipodal no estado postural de partida.

Os resultados das curvas médias de deslocamento do CM no eixo “x” apresentaram uma tendência de retorno mais próximo do CM ao estado inicial nos sujeitos em que a projeção anterior foi menor em toda a TCC, essa evidência é demonstrada pelo sujeito cinco em que apresentou a menor projeção gráfica para anterior da curva média de deslocamento do CM, sendo que ao final da curva de projeção da fase “Pós” atingiu mais proximidade ao posicionamento do CM do início da fase “Pré” quando comparado com os outros sujeitos, já o sujeito quatro que apresentou a curva média de deslocamento mais anterior durante toda a TCC entre os sujeitos, teve o final do seu retorno de maior afastamento em relação à posição do CM ao início da fase “Pré”.

No eixo “y”, todos os sujeitos retornaram a curva média de deslocamento do CM para esquerda, sendo que os sujeitos um e três apresentaram a projeção do CM próxima a posição inicial da fase “Pré”, enquanto que os sujeitos dois, quatro e cinco ultrapassaram a posição inicial do CM nesse eixo com o maior deslocamento para a esquerda além da posição do início da fase “Pré”.

O retorno do deslocamento do CM pode apresentar-se como um fator relevante no controle da instabilidade provocada pelo movimento do chute, e desta forma a fase “Pós”, poderá contribuir em testes de controle postural para análise de déficits sensório-motores advindos de lesões músculo-esqueléticas dos membros inferiores, como já são realizados em diversos trabalhos, inclusive como protocolo de testes para avaliação do equilíbrio relacionados às alterações das estruturas do sistema-

músculo esquelético por meio da investigação das variáveis pontuais do COP, porém em tarefas em que o sujeito permanece em apoio unipodal, ou seja, com ausência de caráter funcional (TOOKUNI, 2005; BONFIM; BARELA, 2005; BRAYAN et al, 2002).

#### 4.3 ANÁLISE DO COMPORTAMENTO GRÁFICO DA CURVA DE VELOCIDADE E ACELERAÇÃO DO CM.

A seguir serão apresentadas as figuras com os gráficos do comportamento das curvas médias de velocidade intra e inter-sujeitos, enquanto que as curvas médias da aceleração do CM serão apresentadas apenas inter-sujeito. As curvas de velocidade foram derivadas do deslocamento temporal do CM, assim como as de aceleração foram derivadas da velocidade temporal durante o desenvolvimento da TCC.

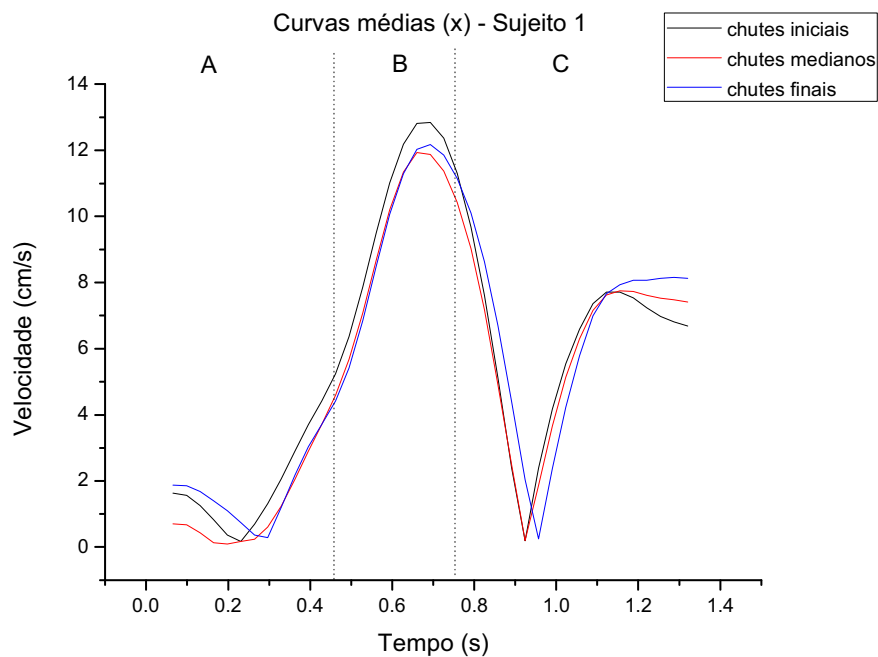


Figura 35: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

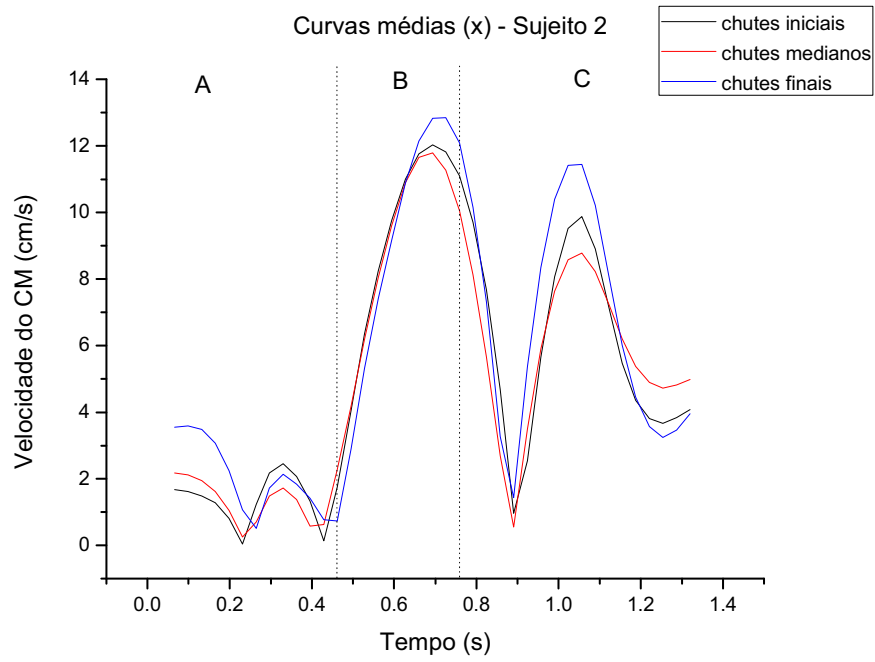


Figura 36: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

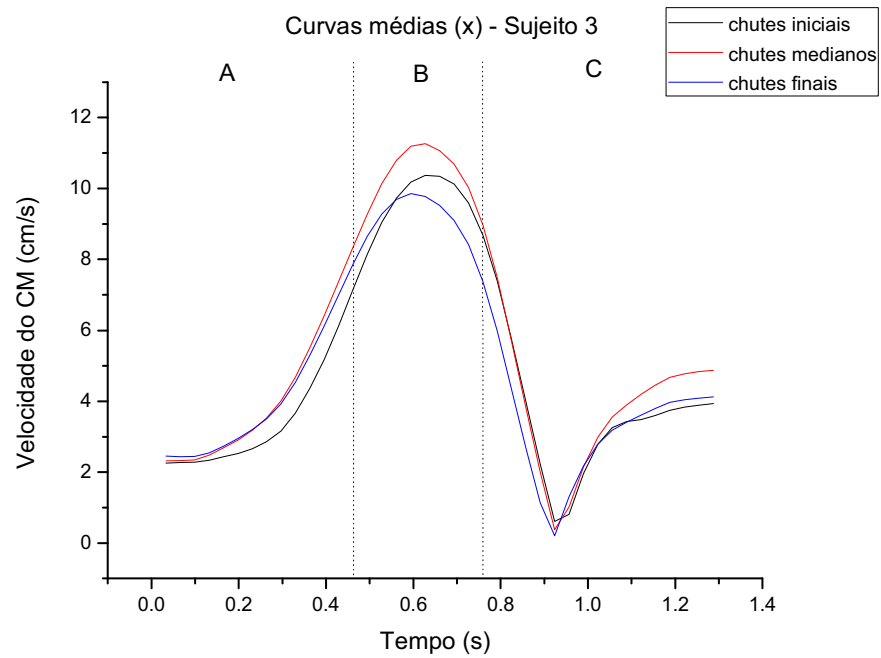


Figura 37: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

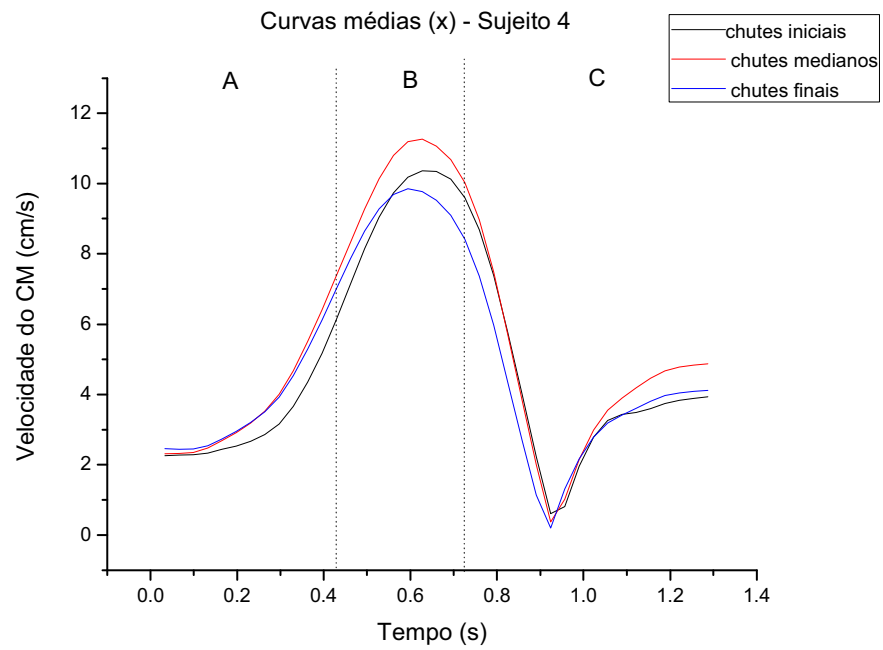


Figura 38: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

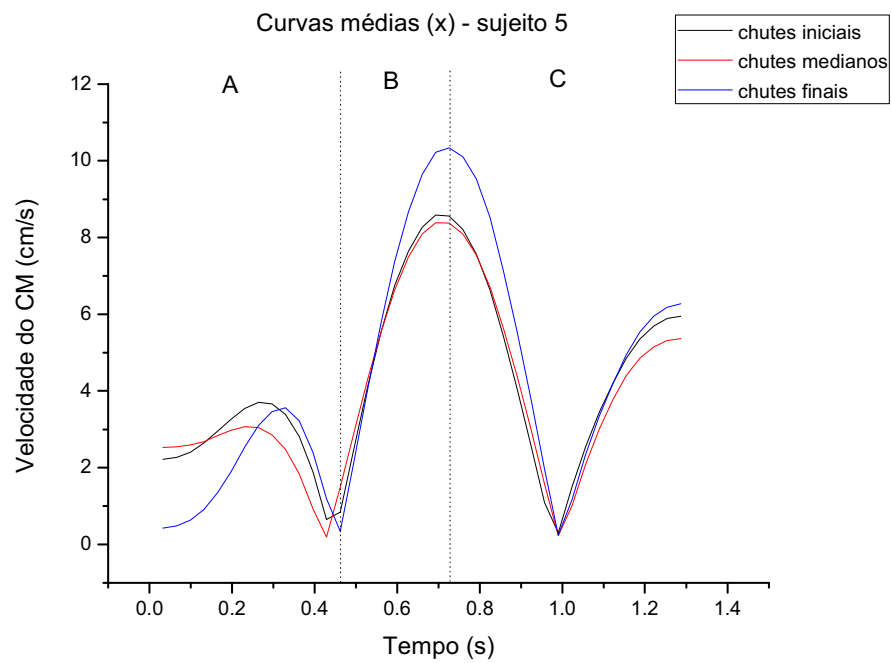


Figura 39: Curvas médias da velocidade (x) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

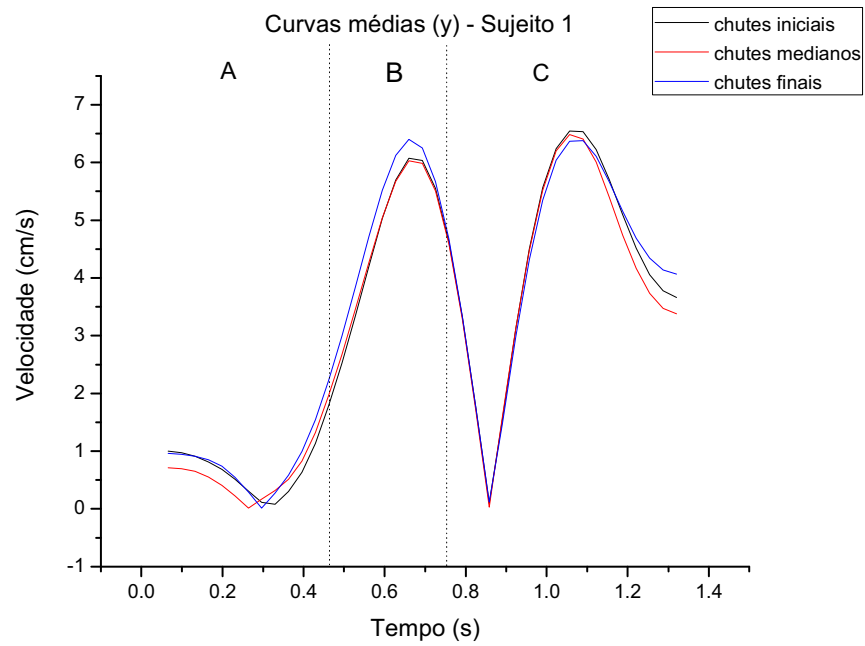


Figura 40: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 1. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

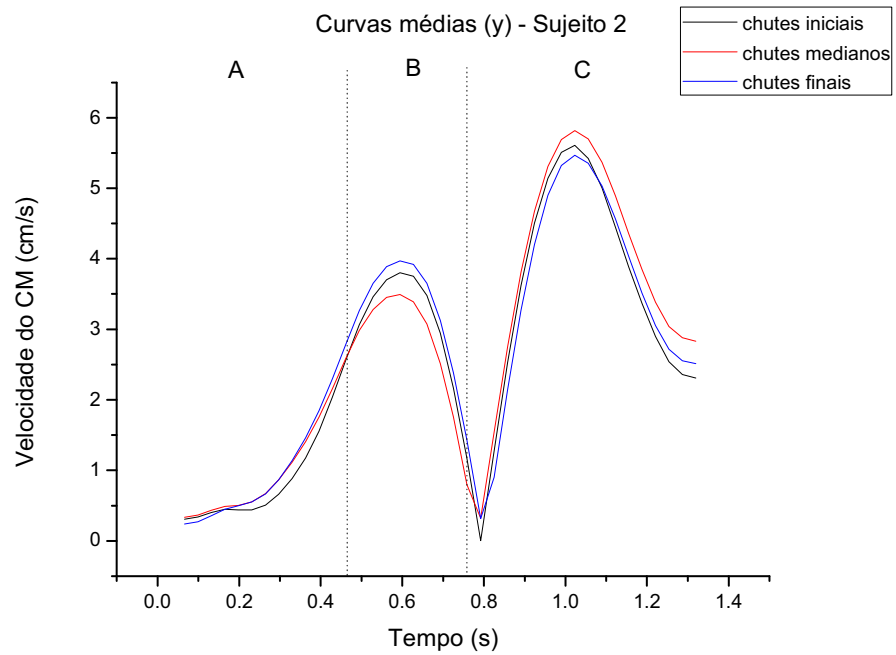


Figura 41: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 2. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

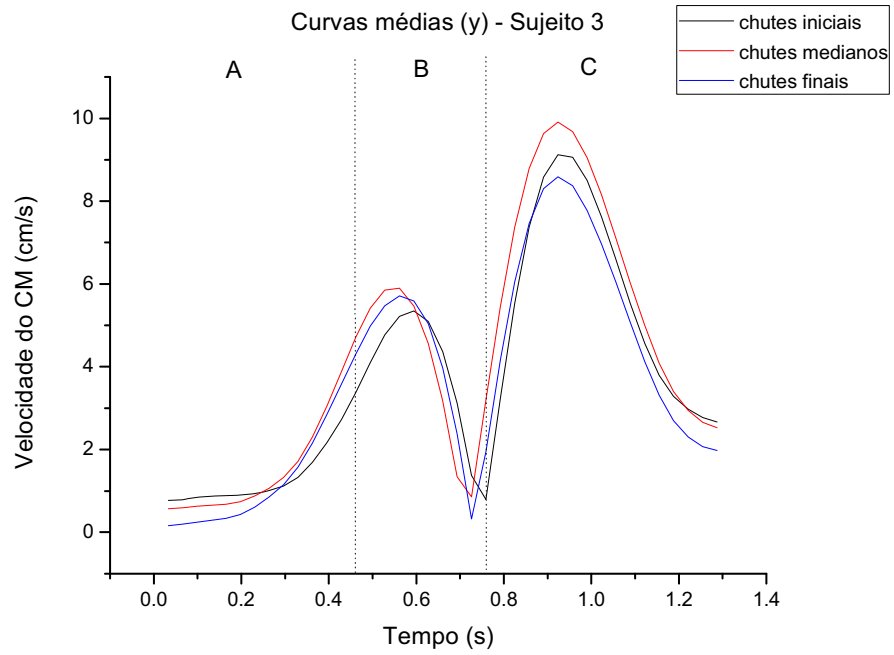


Figura 42: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 3. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

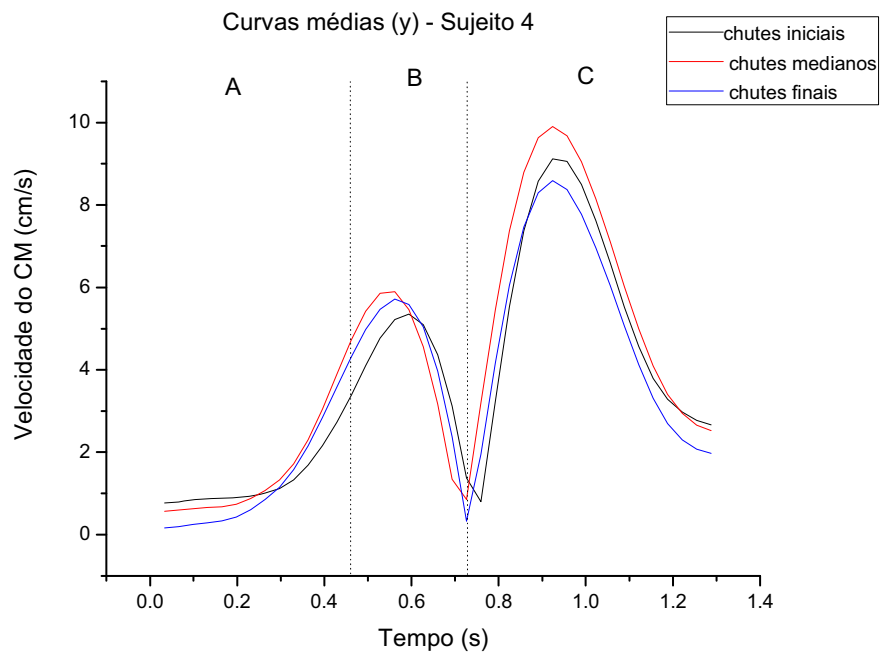


Figura 43: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 4. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

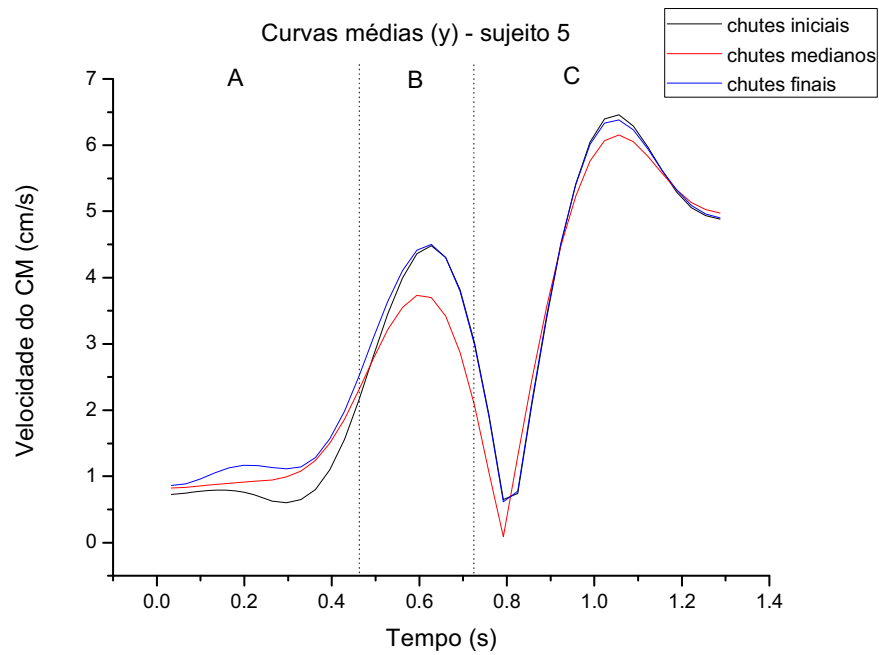


Figura 44: Curvas médias da velocidade (y) do CM do sujeito 5. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

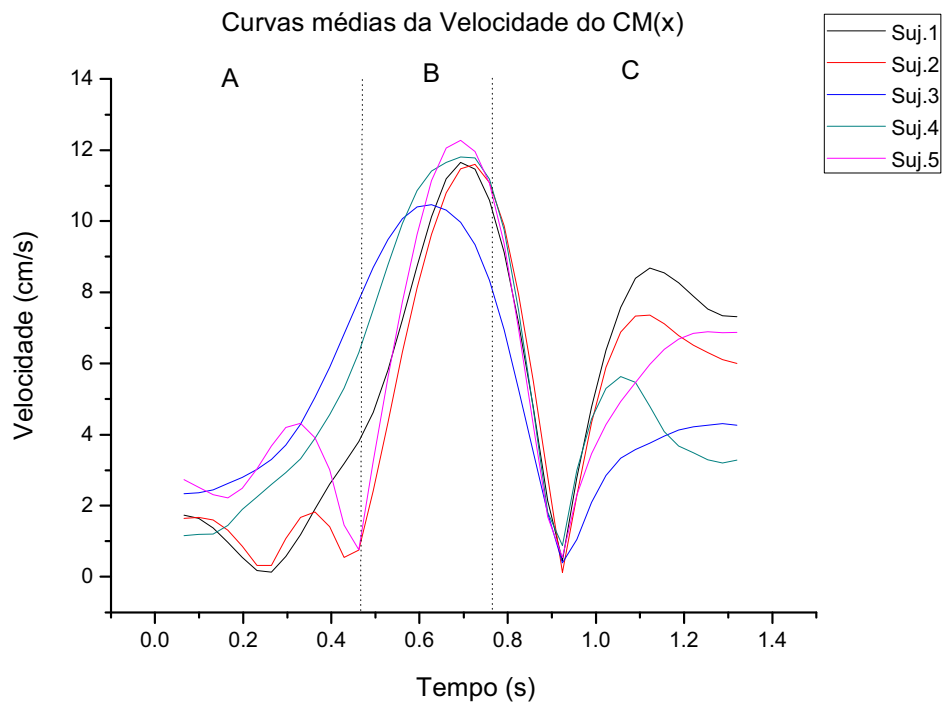


Figura 45: Curvas médias da velocidade (x) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.



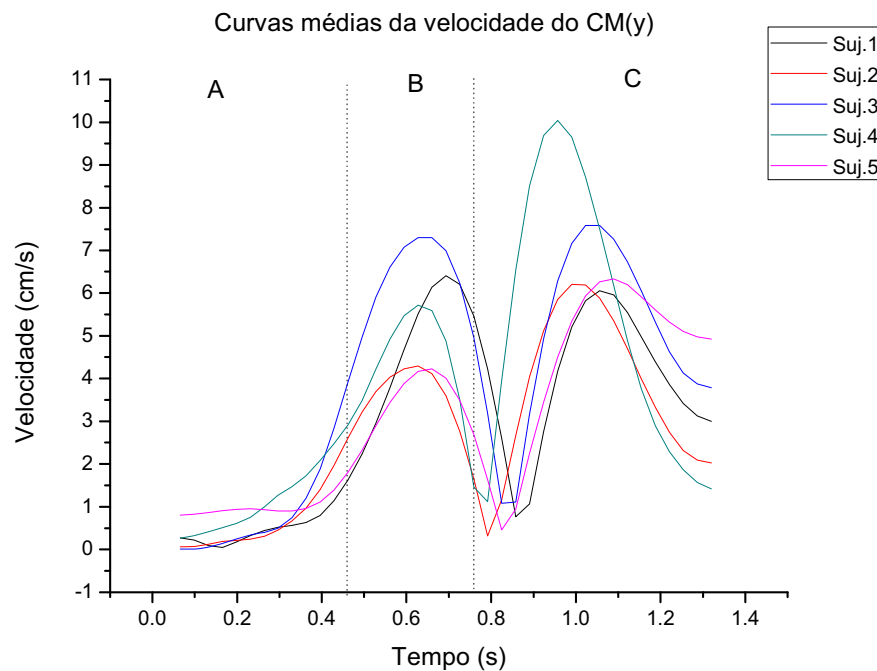


Figura 46: Curvas médias da velocidade (y) do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

Seguindo os resultados referentes às curvas médias do deslocamento do CM, os resultados relacionados à velocidade do CM também demonstraram características gráficas de comportamento similares (figuras 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43 e 44), tanto no eixo “x” como no eixo “y”, pois as curvas médias da velocidade são coerentes e respeitam as tendências de projeções das curvas entre os três grupos da TCC intra-sujeito, porém, como ocorreu no deslocamento do CM, diferenças de magnitudes das curvas são encontradas quando comparadas inter-sujeitos, porém manteve-se as tendências entre elas (figuras 45 e 46).

Novamente foram encontradas nos resultados as características individuais de controle motor da TCC, uma vez que, no eixo “x” a ocorrência de maior coerência das curvas médias da velocidade intra-sujeito é encontrada na fase “chute”, ou seja, na fase de maior controle voluntário do movimento, porém, as outras duas fases de ajuste do equilíbrio, “Pré” e Pós”, também demonstraram tendências em repetir as curvas gráficas intra-sujeito. Entretanto, no eixo “y” os resultados apresentaram curvas médias coerentes em todas as fases da TCC. Isso pode explicar um maior controle dos sujeitos quanto à velocidade médio-lateral (y) em relação à ântero-posterior (x) durante a realização da TCC, ainda esse fato, pode ser associado com o maior

deslocamento do CM no sentido ântero-posterior em comparação ao médio-lateral durante a TCC, desfavorecendo o controle da velocidade no eixo “x”.

Na fase “Pré” do eixo “x”, os sujeitos dois, três e quatro apresentaram curvas médias de velocidade do CM em elevação com o máximo de sua intensidade ao final da fase, apresentando respectivamente as médias das velocidades na transição da fase “Pré” para a fase “Chute”, 3,95 cm/s, 7,88 cm/s e 6,53 cm/s. Os sujeitos dois e cinco apresentaram na transição dessas fases valores da velocidade em decréscimo próximo a zero, sendo 0,85 cm/s e 0,81 cm/s respectivamente (figura 45). Esses valores próximos a zero pode ser o indicativo de um estado de maior equilíbrio postural desses sujeitos no eixo “x” para executar o movimento de balanço do membro para o chute.

No eixo “y”, todos os cinco sujeitos apresentaram curvas médias da velocidade do CM em elevação gradual para atingir o ápice na transição da fase “Pre’” com a fase “Chute”, com os respectivos valores para os sujeitos de um a cinco, 1,60 cm/s, 2,69 cm/s , 3,82 cm/s, 2,86 cm/s e 1,27 cm/s (figura 46). Essa elevação gradual pode ser relacionada com o menor deslocamento do CM nesse mesmo eixo durante a fase “Pré” possibilitando melhor controle da estabilidade quando comparado ao eixo “x”.

Em relação à fase “Chute”, o comportamento das curvas médias de velocidade do CM no eixo “x”, apresentou tendências similares de comportamentos gráficos entre os sujeitos, porém mais uma vez foram percebidas diferenças de valores individuais das curvas.

Embora a velocidade máxima do CM tenha sido alcançada nessa fase para todos os sujeitos, o comportamento dessa elevação apresentou diferenças inter-sujeitos. Os sujeitos um, dois e cinco apresentaram maior variação de intensidade das curvas médias de velocidade ao longo da fase “Chute”, pois as velocidades de entrada desses sujeitos nessa fase apresentaram valores inferiores aos sujeitos três e quatro, como por exemplo, o fato dos sujeitos dois e cinco apresentarem valores próximos à velocidade zero, já os sujeitos três e quatro se opõem a esses valores, apresentando as curvas médias de velocidade do CM com menor variação da intensidade da velocidade na fase “Chute” e maiores intensidades no início dessa mesma fase quando comparados com os demais sujeitos.

Mesmo com a ocorrência de diferenças inter-sujeitos na variação da intensidade da velocidade durante a fase “Chute”, o pico de velocidade manteve valores similares inter-sujeitos, com a média de 11,47 cm/s e variação de velocidade entre as médias de apenas 1,6 cm/s. O fato dos cinco sujeitos apresentarem picos similares das curvas médias da velocidade do CM durante a fase do chute, mas com variações de magnitudes das curvas diferentes entre eles, faz valorizar a análise em conjunto entre a fase “Pré” e a fase “Chute”, pois os resultados evidenciam a relação existente entre o comportamento da curva média da velocidade da fase “Pré” com a variação da velocidade na fase “Chute”.

Os resultados também demonstraram que o ápice da curva média de velocidade do CM ocorre antes do final da fase “Chute”, ou seja, antes do contato do pé com a bola para impulsioná-la para o chute, e desta forma também pode ser evidenciado que o pico máximo de velocidade antecede o pico máximo de deslocamento do CM, ou seja, é esperado que na amplitude máxima de deslocamento a velocidade do CM seja reduzida para fornecer estabilidade ao sistema.

No eixo “y”, as curvas médias de velocidade do CM apresentaram as características similares ao eixo “x” de elevação contínua até atingir o seu ápice, e com o seu decréscimo antes do final da fase “Chute”, porém, não foi encontrada uma relação gráfica entre a intensidade da velocidade ao final da fase “Pré” com a variação de amplitude na fase “Chute” (figura 46).

As intensidades máximas das curvas médias da velocidade do CM nesse eixo apresentaram valores menores em relação ao eixo “x”, com a média do pico de velocidade em 5,88 cm/s e variação de velocidade entre as médias de 2,99 cm/s. A presença de picos menores de velocidade pode favorecer a uma maior estabilidade do movimento no eixo “y”.

A fase “Pós” é caracterizada no eixo “x” pelo decréscimo da intensidade da curva média da velocidade do CM até valores de intensidade bem próximos a velocidade zero, apresentando 0,45 cm/s, 0,12 cm/s, 0,39 cm/s, 0,88 cm/s e 0,54 cm/s, respectivamente do sujeito um ao cinco, sendo que essa velocidade mínima foi atingida aproximadamente a 0,924 s da TCC para todos os sujeitos.

Após a curva média da velocidade do CM atingir a intensidade mínima, a velocidade novamente retoma a elevação de sua intensidade com a tendência em estabilizá-la até o final do tempo da TCC em 1,32 s, apresentando a variação inter-sujeitos dos picos de intensidade, como o mínimo de 4,22 cm/s para o sujeito três e máxima de 8,66 cm/s para o sujeito um.

Essa última variação de velocidade do CM na fase “Pós” também pode ser uma importante ferramenta para a avaliação do equilíbrio após ser executado o impulso na bola pelo pé para realização do chute, pois o deslocamento corporal em velocidades maiores pode estar diretamente relacionado com a dificuldade em manter a estabilidade postural.

A mesma tendência de decréscimo da curva média de velocidade do CM aos valores de intensidade próximos a zero seguido de uma elevação, também é observada no eixo “y”, porém, nesse eixo a intensidade da velocidade após alcançar o pico, retorna ao decréscimo até o final da TCC, apresentando a variação inter-sujeitos de picos de intensidade de 6,01 cm/s para o sujeito um e máxima de 9,98 cm/s para o sujeito 4.

No que diz respeito à relação das intensidades máximas das curvas médias de velocidade do CM entre as fases “Chute” e “Pós”, o eixo “y” apresenta a tendência de valores maiores na fase “Pós”, ao contrário do eixo “x” que apresenta picos maiores de velocidade na fase “Chute” quando comparado com a fase “Pós”.

Esse fato pode ser interpretado como uma característica do movimento da TCC, pois no eixo “x” são necessárias velocidades maiores no sentido ântero-posterior na fase “Chute” com picos de intensidade menores na fase “Pós”, ou seja, velocidade maior no deslocamento voluntário do gesto motor de impulsionar a bola com o pé para a precisão suficiente para acertar o alvo, e velocidade do CM reduzida para controlar a estabilidade corporal após o impulso na bola.

Já no eixo “y”, essas características são invertidas, pois as intensidades maiores das curvas médias de velocidade do CM são encontradas na fase após o impulso na bola com o pé, ou seja, no controle postural pós- chute, evidenciando que o controle do equilíbrio postural na TCC pode ser mais exigido nessa fase em relação ao eixo “x”.

A seguir, são apresentados os resultados do comportamento gráfico da curva média de aceleração do CM em relação à curva média da velocidade CM de todos os cinco sujeitos. Os dados da curva média da velocidade do CMx foram multiplicados por cinco e do CMy por quatro para melhor interpretação gráfica da relação com a curva de aceleração do CM.

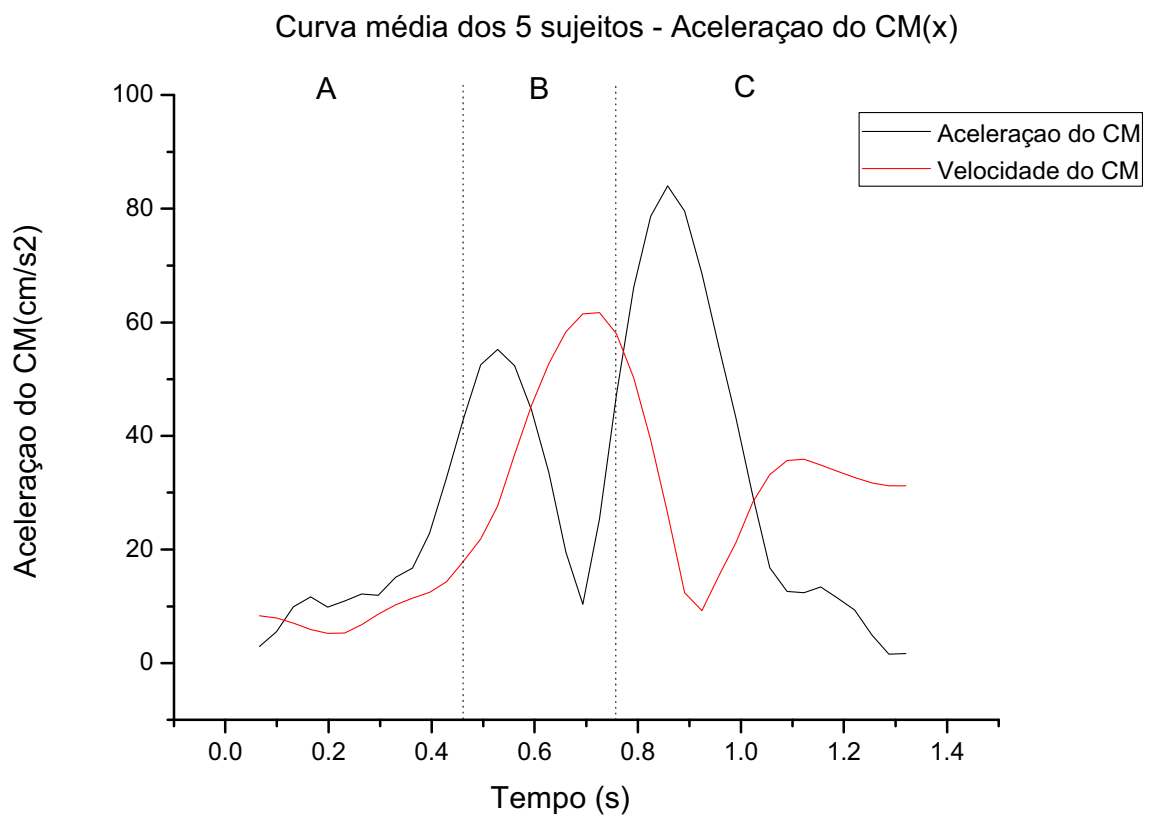


Figura 47: Curva média da aceleração (x) do CM associada com a curva média da velocidade do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

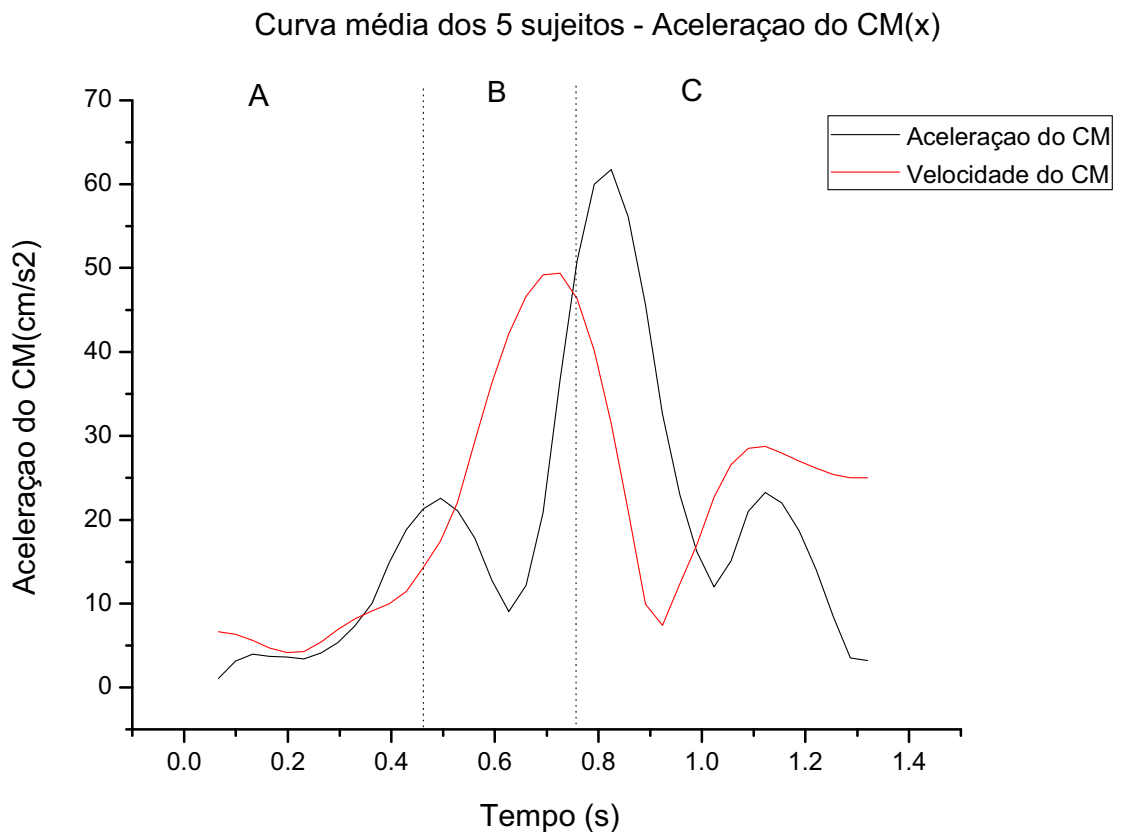


Figura 48: Curva média da aceleração (y) do CM associada com a curva média da velocidade do CM dos cinco sujeitos. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

A curva média da aceleração do CM dos cinco sujeitos nos dois eixos (x e y) acompanha a curva média de velocidade do CM durante a fase “Pré” com a elevação mais acentuada principalmente no final desta fase, porém na fase “Chute” essa tendência se inverte ocorrendo a redução da aceleração até atingir o nível mais baixo que coincide com o pico de intensidade da velocidade do CM na linha do tempo em ambos os eixos. Durante o final da fase “Chute” a aceleração do CM volta a elevar-se para atingir a sua maior intensidade na fase “Pós”, sendo que ao final da fase “Pós” retoma o seu menor valor próximo a aceleração zero (figuras 47 e 48).

A fase “Pós” em ambos os eixos apresenta a maior variação de amplitude da curva média de aceleração do CM, ou seja, essa variação de aceleração pode ser relacionada com o controle motor para manter o equilíbrio postural, e desta forma, a curva média de aceleração também pode ser interpretada como uma variável em

potencial para ser utilizada em análise do equilíbrio durante a TCC, assim como uma variável na avaliação da estabilidade por meio da hipótese de interpretação da atuação do movimento de rotação sobre o corpo durante a TCC.

A hipótese da atuação da força centrípeta foi abordada como critério de análise da estabilidade postural durante a realização do TCC. Essa abordagem foi verificada por meio da relação pontual entre o vetor de velocidade do CM (x,y) e a curva média de deslocamento do CM de cada sujeito.

O critério de análise proposto neste trabalho consiste em verificar o comportamento gráfico da direção dos vetores da velocidade do CM (x,y) nos quarenta pontos presentes em toda a curva de deslocamento do CM.

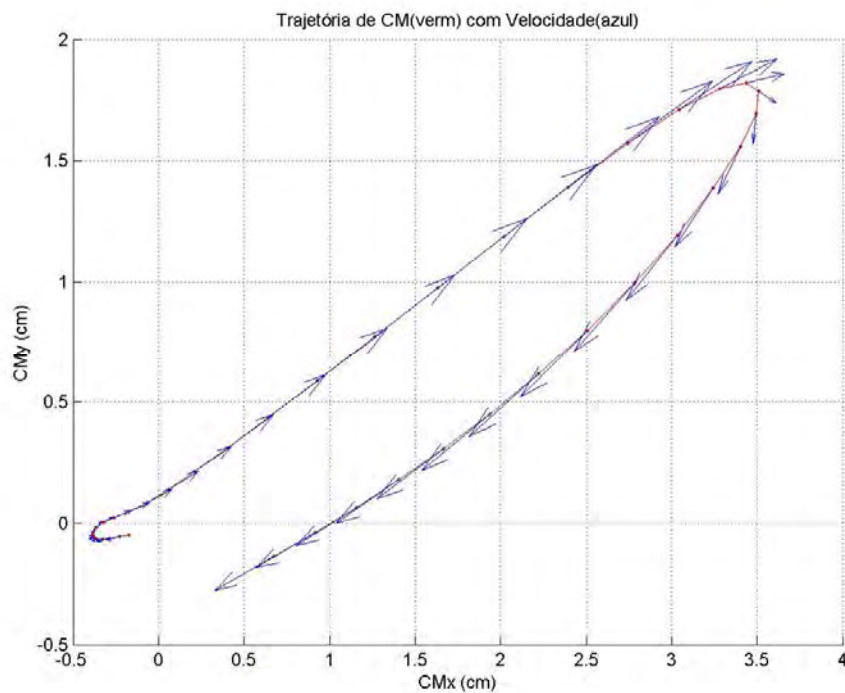


Figura 49: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 1.

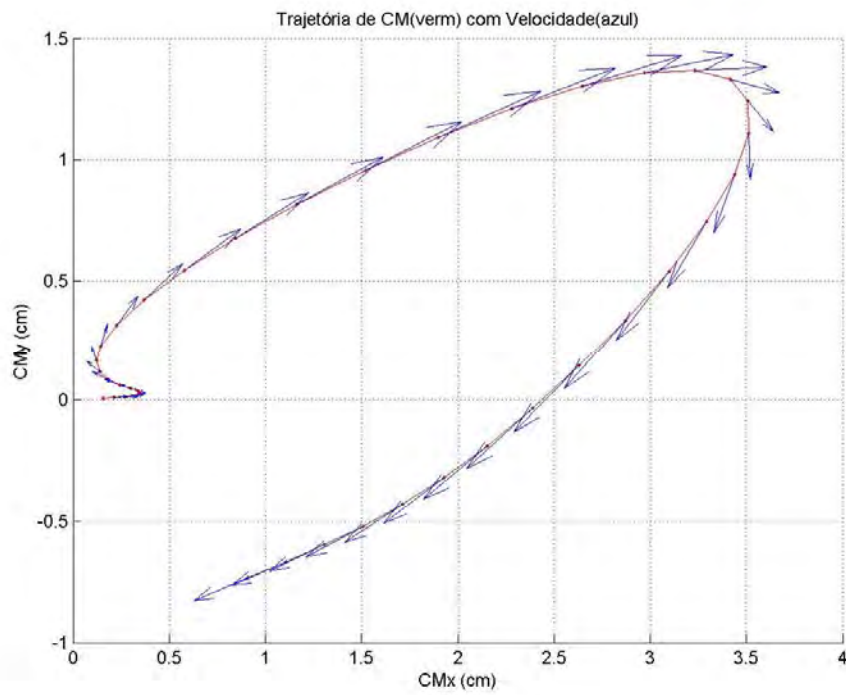


Figura 50: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 2.

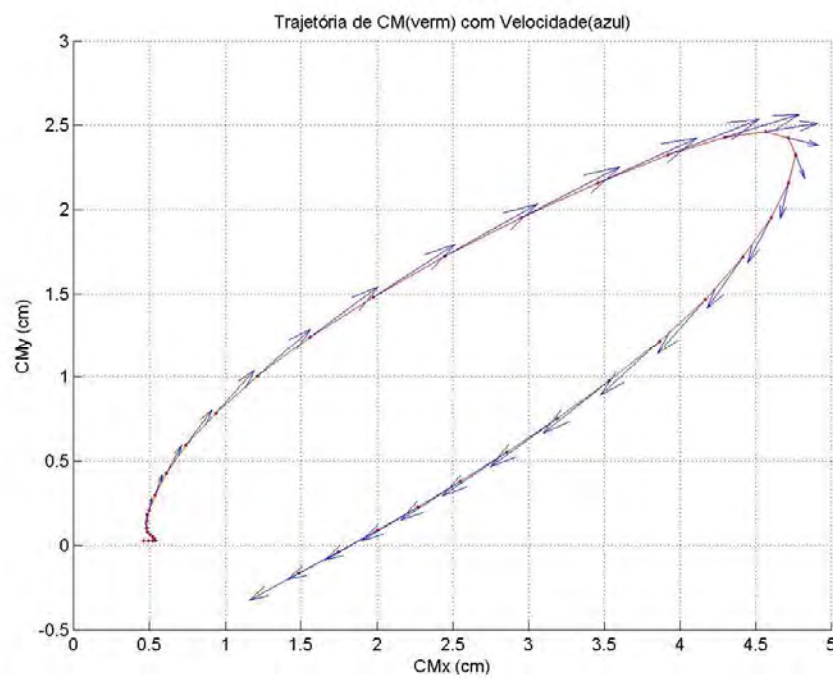


Figura 51: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 3.



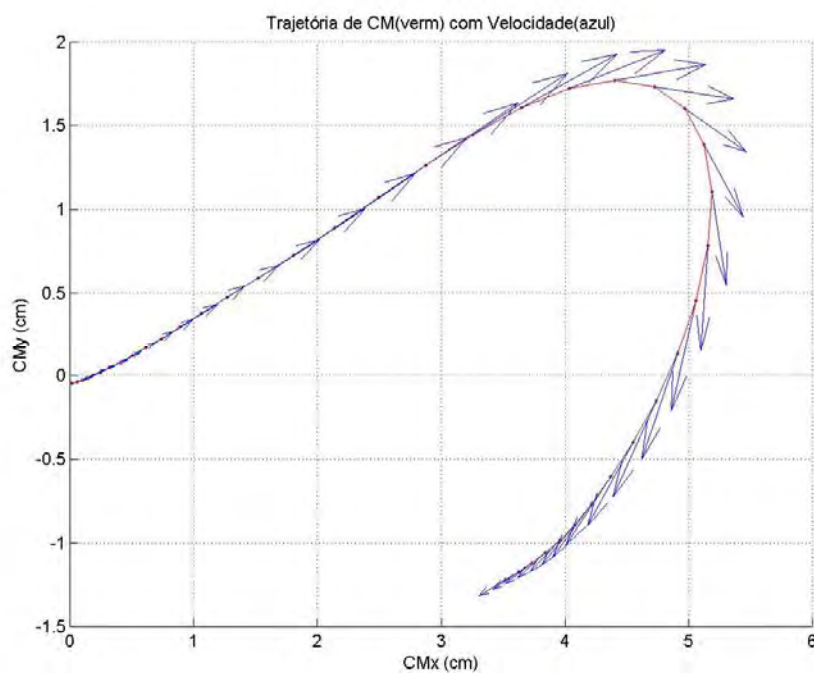


Figura 52: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 4.

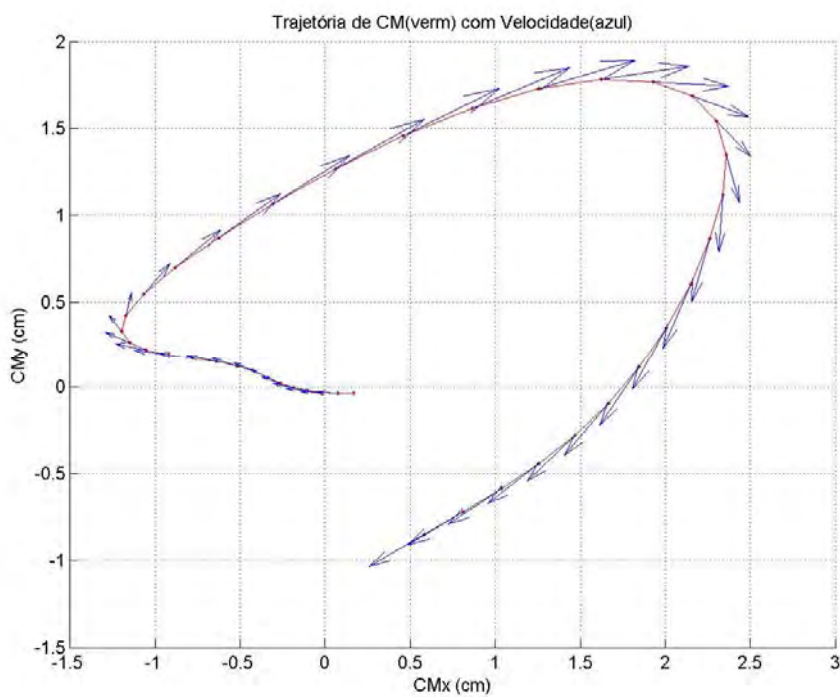


Figura 53: Curva de deslocamento do CM com os vetores de velocidade do CM (x,y) do sujeito 5.

Diante dos resultados apresentados pelas figuras dos gráficos que representam os vetores resultantes de velocidade de CM (x,y) (figuras 49, 50, 51, 52 e 53), pode ser verificado que os gráficos dos sujeitos quatro e cinco apresentam maior quantidade de vetores de velocidade que não tangenciam a curva de deslocamento do CM durante a TCC, quando comparados aos gráficos dos sujeitos um, dois e três. Esses resultados podem demonstrar a deficiência de equilíbrio entre os vetores de velocidade do CM dos eixos “x” e “y”, e dessa forma permite aos vetores resultantes o afastamento da curva de deslocamento do CM. Esse fato pode ser relacionado com a estabilidade corporal durante a realização da TCC, já que a trajetória total de deslocamento do CM (x,y) é curvilínea, e assim permite a atuação da força centrípeta sobre todo sistema durante a TCC, diante disso, quanto menor a presença de vetores de velocidades tangenciais à curva, menor será a ação da força centrípeta sobre o sistema, e o corpo poderá apresentar maior instabilidade para a realização do movimento (HALL, 1999).

A discussão dos resultados apresentados neste presente trabalho referentes à velocidade, assim como à aceleração com os dados descritos na literatura é de difícil comparação, pois as variáveis abordadas dizem respeito apenas à análise de velocidade e aceleração angulares de articulações do membro inferior (DORGE et al, 2002; NUNOME et al., 2002, LEVANON; DAPENA, 1998), e ou, da velocidade e aceleração do CM de um segmento específico, como por exemplo, do complexo articular do pé para a execução no movimento do chute com potência (BARFIELD et al, 2002). Barfield et al (2002) encontraram em seus resultados a velocidade máxima de  $20,0 \pm 1,3$  m/s e aceleração média de  $78,3 \pm 7,6$  cm/s<sup>2</sup> para o deslocamento do CM do Pé, sendo que a velocidade máxima ocorreu antes do contato do pé com bola, já LEES e NOLAN (1998) citam em seu trabalho que a aceleração do membro inferior se eleva progressivamente até ocorrer o impacto do pé com a bola. Os resultados desses dois trabalhos citados no texto são similares aos resultados das curvas de velocidade e aceleração do CM corporal apresentados neste presente trabalho em ambos os eixos. Outra dificuldade encontrada é devido à definição da tarefa, pois as tarefas abordadas nos diversos trabalhos definem o ciclo da tarefa do chute com o seu início no instante em que o membro do chute é retirado do contato com solo e finaliza esse ciclo no instante em que o mesmo membro realiza o contato do pé com a bola (BARBIERI,

2006; XIMENEZ, 2002; BARFIELD, 1998, LEVANON; DAPENA, 1998), e desta forma, não ocorre a análise cinemática do pós-chute. Esse fato pode ser explicado pela facilidade de definir o final do ciclo no instante do contato do pé com a bola por meio das imagens coletadas pelas câmeras, e assim padronizar o ciclo temporal da tarefa. Neste presente trabalho, por se tratar da primeira tentativa de descrever a curva do controle postural durante o chute, foi definido o ciclo temporal da TCC, a partir da saída da bola do DVB e a finalização após 40 quadros, ou seja, após 1,32 s do início da tarefa, pois desta forma foi possível padronizar o ciclo temporal e ainda descrever a curva média do comportamento do CM após o impacto do pé com a bola.

#### 4.4 ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DAS CURVAS MÉDIAS DO COP.

As curvas médias das variáveis do COP receberam o mesmo tratamento que as variáveis do CM, porém, não foi possível estabelecer um comportamento gráfico intra-sujeito do deslocamento, assim como, das derivadas velocidade e aceleração do COP devido a ausência de coerências entre as curvas. Assim como nos dados do CM, foram obtidas as curvas médias de cinco TCC para cada grupo de chutes, ou seja, iniciais, medianos e finais (figuras 54, 55 e 56).

A figura 58 demonstra um exemplo do que ocorreu com os cinco sujeitos da amostra, ou seja, a ausência de coerência das curvas médias de deslocamento do COP (x,y) intra-sujeito para a realização da TCC. O COP apresentou uma trajetória diferente para cada curva média, fato que difere das curvas médias de deslocamento do CM de ambos os eixos, as quais apresentaram intra-sujeito a mesma coerência e tendência de trajetória das curvas médias do CM, assim como das curvas médias da velocidade do CM, se opondo também às curvas médias da velocidade de aceleração do COP. Como as curvas de velocidade são derivadas das curvas de deslocamento do COP, e as mesmas apresentaram ausência de coerência e tendência de curvas, e ainda devido à alta variação de amplitudes de velocidades temporais durante a TCC, não foi possível levantar e descrever as curvas médias de velocidade e aceleração do COP.

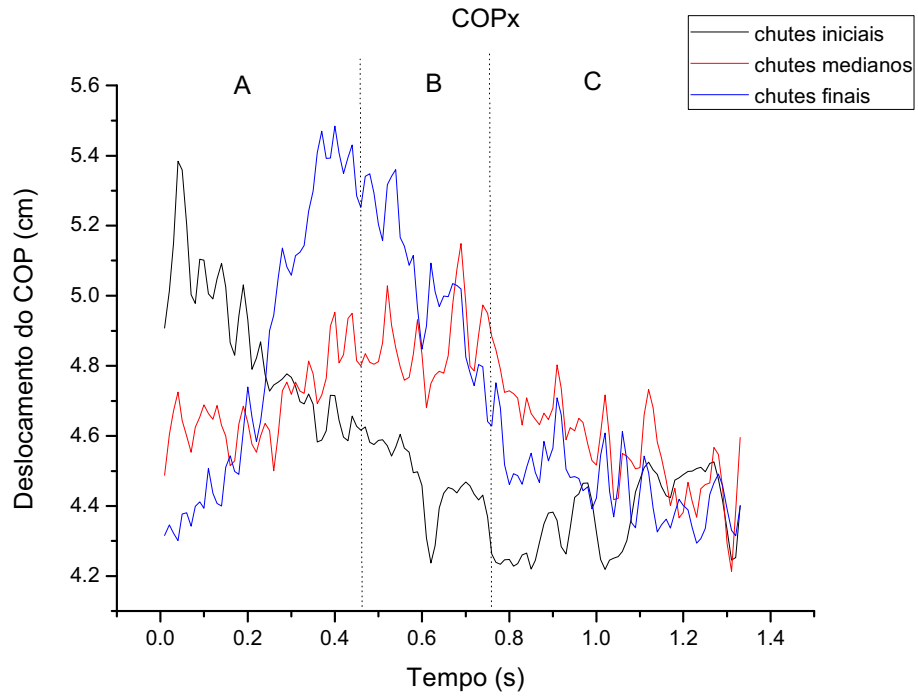


Figura 54: Curvas médias do deslocamento (x) do COP de 1 sujeito. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

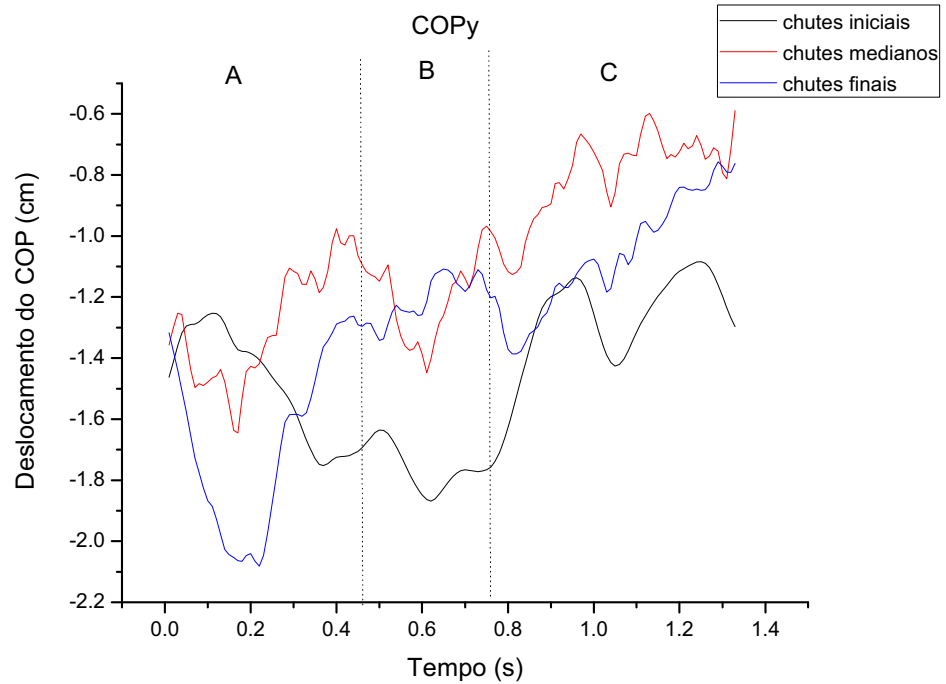


Figura 55: Curvas médias do deslocamento (y) do COP de 1 sujeito. A= Pré; B= Chute; C= Pós.

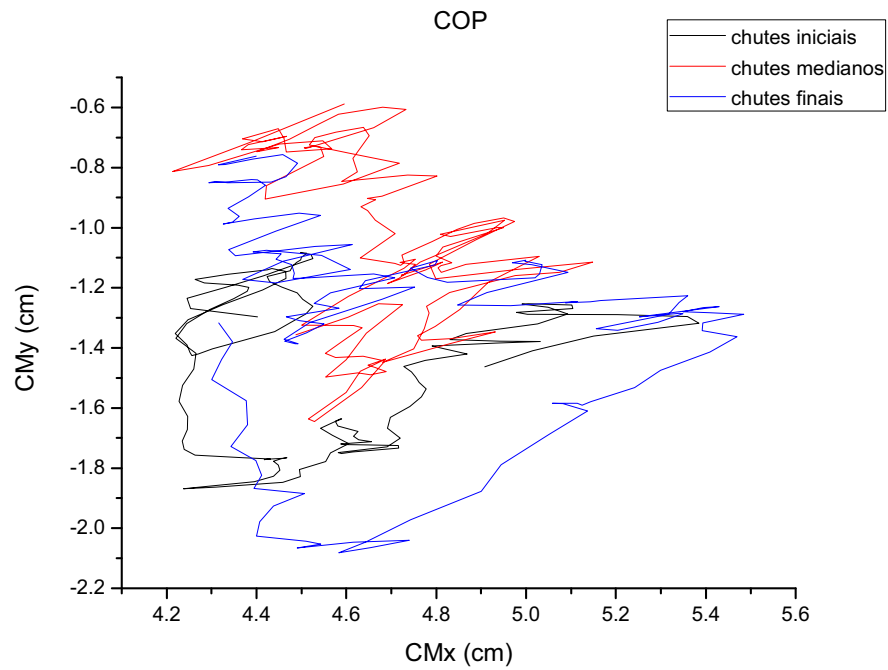


Figura 56: Curvas médias do deslocamento do COP (x,y) de 1sujeito.

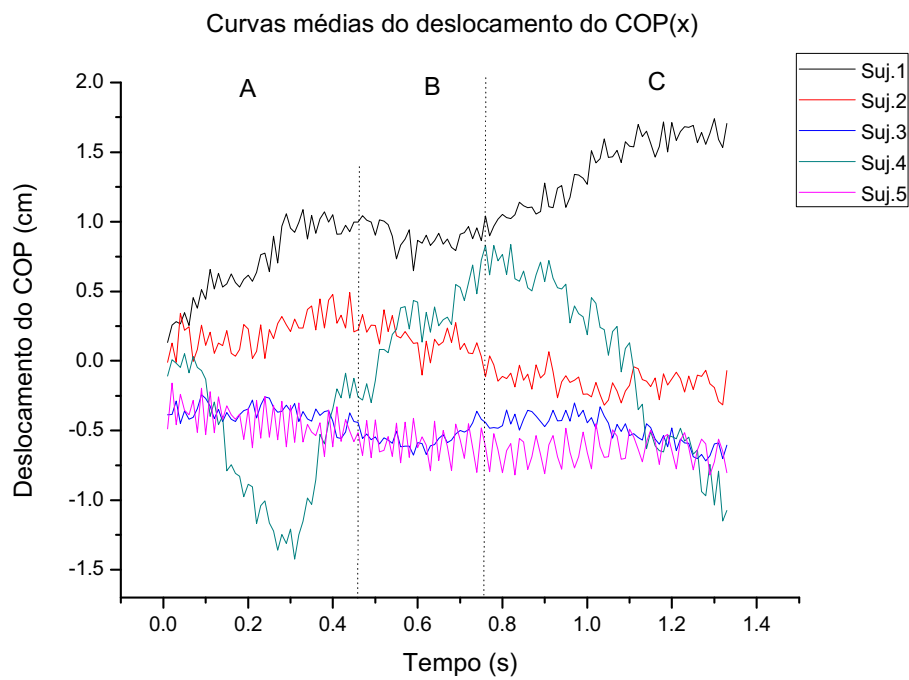


Figura 57: Curvas médias do deslocamento (x) do COP dos cinco sujeitos

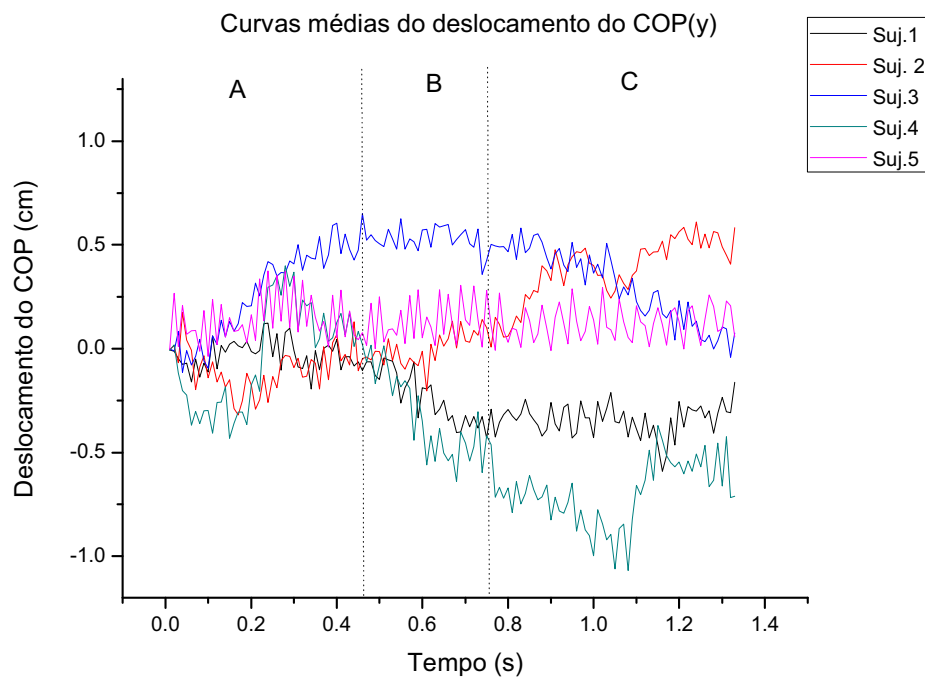


Figura 58: Curvas médias do deslocamento (y) do COP dos cinco sujeitos

Os resultados também apresentaram a ausência de uma tendência de curvas médias do COP inter-sujeitos (figuras 57 e 58), não sendo possível estabelecer relações gráficas com as curvas médias do CM, além de impossibilitar a definição das próprias características das curvas do COP dentro das variáveis e das fases da TCC.

Isso faz parecer que a investigação do comportamento das curvas do COP por meio da análise de tendências gráficas não seja apropriada, e desta forma, a análise por meio de parâmetros quantitativos pontuais, como por exemplo, o deslocamento, a frequência e a velocidade média de oscilação sejam mais adequados para a utilização dessa ferramenta.

Mesmos que esses parâmetros pontuais sejam utilizados, ainda se faz necessário uma ferramenta para analisar o comportamento temporal da curva do COP. Duarte (2000), por exemplo, determinou padrões específicos e consistentes da migração espectral do COP durante a postura mantida por longo período, porém não é sabido ainda, se também existe uma tendência espectral na curva de deslocamento do

COP em uma tarefa em que o sujeito necessite do controle postural frente à manutenção do equilíbrio para executar um movimento voluntário com o membro inferior, como por exemplo, na função do chute.

Em seus estudos, esse mesmo autor encontrou uma tendência de repetição de comportamento do espectro da curva do COP na análise do equilíbrio postural, ou seja, para esse autor a migração do COP é estruturada durante o controle do equilíbrio na postura ortostática bipodal e de longa duração, esse método desenvolvido e empregado para a análise dos dados posturográficos tem caráter decisivo para ratificar tal afirmação, para tal, são determinados três “formatos” de padrões de variações de oscilação do COP que se repetem na escala temporal, denominados de *Shifting* (tipo degrau), *Fidgeting* (tipo pulso) e *Drifting* (tipo rampa).

É importante destacar que esses achados dizem respeito à postura ortostática bipodal quieta e mantida durante longa duração, ou seja, em uma frequência média de oscilação aproximada em 2 Hz. Já este presente trabalho trouxe a tentativa de caracterizar padrões gráficos de curvas médias de deslocamento do COP durante o equilíbrio em situações diferentes às apresentadas no trabalho desenvolvido por Duarte (2000), pois, a TCC é caracterizada por uma alta frequência de oscilação corporal devido à área de base de apoio reduzida, por um tempo da tarefa reduzido, além da realização de um movimento rápido altamente coordenado e controlado para a execução da tarefa.

Sugere-se outros estudos futuros com ferramentas de análises matemáticas das curvas do COP, já que por meio da análise da forma gráfica da curva não foi possível estabelecer uma da tendência do deslocamento do COP inter-sujeitos, assim como a coerência das curvas intra-sujeito.

## 5 CONCLUSÕES

A metodologia proposta de análise cinemática por meio de cinemetria 3D foi adequada e eficaz para investigar o comportamento do CM durante a tarefa controlada do chute.

O sistema de tarefa controlada do chute proposto neste trabalho para a avaliação do equilíbrio dinâmico demonstrou-se eficiente para controlar as características cinemáticas da bola para a realização do chute.

Devido à eficiência do controle da tarefa do chute foi possível levantar e descrever o comportamento gráfico das curvas médias da trajetória, deslocamento e velocidade do CM durante a tarefa funcional.

As formas gráficas das curvas médias das variáveis do CM apresentaram-se coerentes intra-sujeito, e com tendências similares intra e inter-sujeitos.

Entretanto não foi possível levantar e descrever o comportamento gráfico das curvas médias da trajetória, deslocamento e velocidade do COP durante a tarefa funcional.

Diante dos resultados deste trabalho, a tarefa controlada do chute por meio da análise do comportamento do CM demonstrou ser uma ferramenta eficaz para análise do equilíbrio dinâmico em atletas praticantes de futebol, e desta forma, poderá substituir as tarefas simples e com ausência de caráter funcional durante a avaliação sensório-motora por meio da análise do controle postural, seja no acompanhamento técnico, e ou, no processo de reabilitação física e prevenção das lesões desse esporte.



## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A. C.; DUARTE, M.. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica-EEFUSP, 1996.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.21, p.61-85, 2007.

ASAI, T.; CARRE, M; AKATSUKA, T.; HAAKE, S. The curve kick of a football I: impact with the foot. **Sports Engineering**, v.5, p.183-192, 2002.

ÁVILA, A. O. V.; AMADIO, A.C.; GUIMARÃES, A. C. S.; DAVID, A. C.; MOTA, C. B.; BORGES, D. M.; GUIMARÃES, F. J. S. P.; MENZEL, H.; CARMO, J.; LOSS, J.; SERRÃO, SÁ, M. R.; BARROS, R. M. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência no esportiva. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n.4, p.57-57, 2002.

BARBIERI, F.A. ; SANTIAGO, P.R.P. ; LIMA JR, R.S. ; CUNHA, S.A. . Comparação angular do membro de suporte do chute com a bola em posição estacionária e em deslocamento. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro. **Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2007

BARFIELD, W. R., KIRKENDALL, D. T.; YU, B. kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine** v.1, p.72-79, 22, 2002.

BARFIELD, W .R., Biomechanics of kicking in soccer. **Clinics in Sports Medicine**, Charleston, v.17, n.4, p. 73-79, 1998.

BARRACK, RL; SKINNER, HB; BUCKLEY, SL. Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. **American Journal Sports Medicine**, v.17, p.01-06, 1989.

BELL, J; BOLANOWSKI, S; HOLMES, MH. The structure and function of Pacinian corpuscles: A review. **Progress in Neurology**, 1994, 42: 79-128.

BONFIM, T. R.; PACOLLA, C. A. J. Propriocepção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior usando ligamento patela homólogo e autólogo. **Rev. Bras. Ortop.**, v.35, n.6, p.194-201, 2000.

BRAYAN, L; LEPHART, S.C. The sensorimotor system, part 1. The physiologic basis of functional joint stability. **Journal Athletic Training**, v.37, p. 71-79, 2002.

BRAYAN, L; MYERS, JB; LEPHART, SC. Sensorimotor system measurement techniques. **Journal Athletic Training**, v.37, p.85-98, 2002.

BRESSEL, E.; YONKER, J. C.; KRAS, J. K.; HEATH, E. M. Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes. **Journal of Athletic Training**, v.42, p.42-46, 2007.

CARNEIRO, F. M. Reconstrução do ligamento cruzado anterior com auto-enxerto do tendão patelar por via artroscópica. **Rev. Bras. Ortop.**, v.34, n.3, p.169-178, 1999.

CHU, D; LEBLANC, R; AMBROSIA, P; AMBROSIA, R, BARATTA, R. V.; Neuromuscular disorder in response to anterior cruciate ligament creep. **Clin. Biomech.**, v.18, p. 223-230, 2003.

CRIM, JR. Winter sports injuries. The 2002 winter olympics experience and a review of the literature. **Magn. Reson Imaging. Clin. N. Am.**, v.11, n.2, p.311-21, 2003.

DORGE, H., BULL-ANDERSEN, T., SORENSEN, H. AND SIMONSEN, E.; Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. **Journal of Sports Sciences**, v.20, p.293-299, 2002.

DUARTE, M: **Análise estabilométrica da postura ereta humana quase-estática**. Tese Livre Docência. Universidade de São Paulo, 2000.

EKDAHL, C.; JARNLO, G. B.; ANDERSON, S. I. Standing balance in healthy subjects. **Scand. J. Rehab. Med**, v.21, p.187-195, 1989.

ENOKA, RM. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

FONSECA, S. T.; OCARRINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; LAGE, C. A.; GUIMARÃES, R. B.; OLIVEIRA, M. T. C. Análise da propriocepção e sua relação com o desempenho funcional de indivíduos com deficiência do ligamento cruzado anterior. **Rev. Bras. Fisioter.**, v.7; 253-259, 2003.

FRIDÉN, T; ZÄTTERSTRÖM, R; LINDSTRAND, A; MORITZ, U. Disability in anterior cruciate ligament insufficiency: an analysis of 19 untreated patients. **Acta Orthop. Scand.**; v.61, n.2, p.131-5, 1990.

GANDEVIA, SC; HALL, LA; Mc CLOSKEY, DI; POTTER, EK. Proprioceptive sensation at the terminal joint of the middle finger. **J Physiol.**, v.33, p.507-517, 1983.

GERBINO, P. G.; GRIFFIN, E. D.; ZURAKOWSKI, D. Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. **Gait & Posture**, v.26, p.501-507, 2007.

GIOFTSIDOU, A.; MALLIOU, P. PAFIS, G; BENEKA, A.; GODOLIAS, G.; MAGANARIS, C. N. The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.96, p.659–664, 2006.

GSTÖTTNER, M.; NEHER, A.; SCHOLTZ, A., MILLONIG, M; LEMBERT, S.; RASCHNER, R. Balance Ability and Muscle Response of the Preferred and on preferred Leg in Soccer Players. **Motor Control**, v.13, p.218-231, 2009.

GUALTIERI, D.; CATTANEO, A.; SARCIANELLA, R.; CIMADORO, G.; ALBERTI, G. Relationship between balance capacity and jump ability in amateur soccer players of different ages. **Sport Sci. Health**, v.3, p.73–76, 2008.

HALL, J. S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

JHOANSSON, H.; SJOLANDER, P.; SOJKA, P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. **Critical Reviews Biomedical Engineering.**, v.18, p.341-368, 1991.

JUNIIOR, W. J. M.; **Padrão cinemático do chute no futebol: Comparação entre indivíduos praticantes e não praticantes, nas situações de descanso e exaustão**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2003.

KANDEL, ER. SCHWARTZ JH; JESSELL TM. **Principles of neural science**. New York: Elsevier, 1991.

KELLIS, E.; KATIS, A.; GISSIS, I. Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v.36, p.1017-1028, 2004.

KELSO, J.A.S.; DING, M.; SCHÖNER, G. Dynamic pattern formation: a primer. In: SMITH, L.B.; THELEN, E. A dynamic systems approach to development applications, **Cambridge: MIT Press**, p.13-50, 1993.

LAFONTINE, D; LAMONTAGNE, M. 3D Kinematics Using Moving Cameras: Development and Validation of the Mobile Data Acquisition System. **J. Applied Biomechanics**. v.19, p.372-377, 2003.

LATASH, M. L. Neurophysiological basis of human movement. Estados Unidos: Human Kinetics, Champaign, 1997: In DUARTE, M: **Análise estabilométrica da postura ereta humana quase-estática**. Tese Livre Docência. Universidade de São Paulo, 2000.

LEES, A.; NOLAN, L. The biomechanics of soccer: A review. **Journal of Sports Sciences**, v.16, 211-234, 1998.

LEPHART, S.M.; RIEMANN, R.; FU, F. H. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. **Human Kinetics**, p.37- 51, 2000.

LEVANON, J.; DAPENA, J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, p.917-927, 1998.

LYSHOLM, M.; LEDIN, T.; ODKVIST, L. M.; GOOD, L. Postural control: a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. **Scand J Med Science Sports**, v.8, n.6, p.432-8, 1998.

MAJEWSKI, M.; SUSANNE, H.; KLAUS, S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. **Knee**, v.13, n.3, p.84-8, 2006.

MANGUS, B. C.; WALLMANN, H. W.; LEDEORD, L. Analysis of postural stability in collegiate soccer players before and after an acute bout of heading multiple soccer balls. **Sports Biomech**; v.3, n.2, p.209-20, 2004.

MATSUDA, S.; DEMURA, S.; UCHIYAMA, M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. **Journal of Sports Sciences**, v.26, n.7, p. 775 – 779, 2008.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.3, n.3, p. 77- 83, 2003.

NUNOME, H.; ASAI, T.; IKEGAMI, Y.; SAKURAI, S. Threedimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, p.2028-2036, 2002.

SANTIAGO, P. R, P. **Comparação do padrão cinemático do chute no futebol entre jogadores de dois países**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2005.

SANTOS, P., BARBIERI, F.; GOBBI, L. Relacionamento entre as variáveis da corrida de aproximação e da posição de pé de apoio com a velocidade da bola nos chutes com o membro dominante e não dominante. In: XIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2009, São Pedro. **Anais do XIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2009.

SCURR, J.; HALL, B.; The effects of approach angle on penalty kicking accuracy and kick kinematics with recreational soccer players. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.8, p.230-234, 2009.

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, MH. **Controle motor: teoria e aplicações clínicas**. São Paulo: Manole, 2003.

TEIXEIRA, F. G. **Comparação dos padrões cinemáticos de chutes realizados por participantes com 15 e 17 anos**. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2004.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do pescoço, do tronco e do membro superior**, São Paulo: Manole, 2000.

THOMAZ, T. **Descrição e comparação de dois tipos de chute no futebol feminino através de variáveis angulares**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2005.

TOOKUNI, K. S.; NETO, R. B.; PEREIRA, C. A. M, SOUZA, D. R.; GREVE, J. M. A.; AYALA, A. A. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho. **Acta Ortop. Bras.**, v.13, n.3, 2005.

WINTER, D. A. **Biomechanics of human movement**. Estados Unidos: Jonh Wiley & Sons Inc, 1990.

WINTER D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait Posture**; v.3, p.193-214, 1995.

XIMENEZ, J. M., **Análise cinemática de dois tipos de chutes no futebol**. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista, 2002.

ZÄTTERSTRÖM R, FRIDÉN T, LINDSTRAND A, MORITZ U. The effect of physioterapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. **Am. J. Sports Med**, v.22, n.4, p.531-536, 1994.

# ANEXO A - APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



UNITAU

PRPPG-Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação  
Comitê de ética em Pesquisa  
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040  
Tel.: (12) 3625.4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947  
cep@unitau.br

## DECLARAÇÃO Nº 022/09

**Protocolo CEP/UNITAU nº 523/08** (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

**Projeto de Pesquisa:** *Avaliação de equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute por meio de cinematria 3d associada à variação de centro de pressão.*

**Pesquisador(a) Responsável:** Luciano Moreira Rosa

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **12/12/2008**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**.

Taubaté, 19 de fevereiro de 2009

**Prof. Robison Baroni**

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté



# **APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

## **Termo de Consentimento**

### **Projeto de Pesquisa:**

#### **AVALIAÇÃO DE EQUILÍBRIO DINÂMICO DE JOGADORES DE FUTEBOL DURANTE O CHUTE POR MEIO DE CINEMETRIA 3D ASSOCIADA À VARIAÇÃO DE CENTRO DE PRESSÃO**

- Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo.
- Essa análise não trará nenhum desconforto ou risco à sua integridade física;
- A pesquisa será feita utilizando um dispositivo (equipamento) capaz de analisar o equilíbrio dinâmico durante a realização do chute.
- Nenhuma conduta será invasiva ao seu corpo.
- Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o fisioterapeuta Luciano Moreira Rosa;
- O Participante deverá estar presente em (02) dois dias para a realização da pesquisa com intervalo de uma semana entre os dias da coleta.
- É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à sua pessoa;
- Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, e os voluntários não serão identificados por ocasião da exposição ou publicação dos resultados experimentais;
- Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa;

- O voluntário poderá contactar a Secretaria da Comissão de Ética para apresentar recursos ou reclamações em relação ao ensaio clínico;
- O voluntário obtém todas as informações necessárias para poder decidir conscientemente sobre a participação no referido ensaio.

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo **“AVALIAÇÃO DE EQUILÍBRIO DINÂMICO DE JOGADORES DE FUTEBOL DURANTE O CHUTE POR MEIO DE CINEMETRIA 3D ASSOCIADA À VARIAÇÃO DE CENTRO DE PRESSÃO”**

Eu discuti com o fisioterapeuta Luciano Moreira Rosa sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo.

-----

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Assinatura do voluntário

RG: \_\_\_\_\_

-----

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Assinatura da testemunha

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário para a participação neste estudo.

-----

Data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Luciano Moreira Rosa

## APÊNDICE B - ROTINAS DESENVOLVIDA EM “MAT LAB” 6.1

### PARA ANÁLISE DOS DADOS

**% TAMOTSU HIRATA (desenvolvido em janeiro / 2008)**  
**% Avaliação do equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute (Luciano Moreira Rosa)**

```

*****
% Programa para Analise de Movimento 3D (am3Dchute)
%   (Equilíbrio durante chute:Futebol de salão)
% *****
% Roteiro do programa
% 1)Calibracao: determinacao dos coeficientes DLT
% 2)Marcacao dos pontos em sequencia de imagens e Calculo de trajetoria
de CM
% 3)Apresentacao de resultados graficos- trajetoria de CM (X,Y,Z)
% 4)Resultados graficos- trajetoria de CM com pontos articulares
% 5)Salvar resultados numericos de CM obtidos (*.mat)
% 6)Finalizar
% *****
% LABORATORIO DE INSTRUMENTACAO BIOMECANICA
% DEPARTAMENTO DE MECANICA
% FACULDADE DE ENGENHARIA
% UNESP - Campus de Guaratingueta
% Versão:Outubro/2009
% *****

qd='Quadro';
global G_MENU G_CAMINHO G_NOME R nq mc
G_MENU=1;
while G_MENU ~= 6,
    men1=['Calibracao'];
    men2=['Marcacao dos pontos e calculo CM'];
    men3=['Trajetoria de CM(2D)'];
    men4=['Trajetoria de CM(3D) & pontos articulares'];
    men5=['Salvar CM calculados'];
    men6=['Finalizar'];
    men0=['Seleção'];

G_MENU=menu(men0,men1,men2,men3,men4,men5,men6);

if G_MENU == 1
% Roteiro para calibracao para 2 cameras
% Determinacao de 11 coeficientes DLT (MDLT) para cada camera
% Utilizando metodo iterativa com restricao nao linear
% baseado no trabalho de Tomislav Pribanic,1999
%   University of Zagreb, Croatia

```

```

%
% bk (11 mdlT parameters) after "k" iteration
% pk(control point)
% sk(marker point)

% Verificacao do roteiro de calibracao
% cb=0;calibracao nao realizada
% cb=1;calibracao realizada
cb=0;
resp='Sim';
pergu=['Necessita obter coeficiente DLT ?'];
    titul='Coeficiente DLT';
    bota1='Sim';
    bota2='Não';
    defau='Não';
    respo=questdlg(pergu, titul, bota1, bota2, defau);

    if respo == 'Sim'
for it=1:2
bk=mdlT_chute;
if it==1
A1=bk;% k-th iteration of DLT parameters for camera-1
else
    A2=bk;% k-th iteration of DLT parameters for camera-2
end
end
    A=[A1' A2'];% Coeficiente DLT para 2 cameras
    save DLT_chute A
else
    % Calibracao ja realizada - utiliza dados de DLT calculado
    % Chamada do arquivo de coef. DLT (DLT.m)
    % A=[A1 A2];
    % A1:coef.DLT para camera-1
    % A2:coef.DLT para camera-2
        load DLT_chute_old A
end

cb=1;% calibracao realizada

elseif G_MENU==2
% Roteiro para marcacao de pontos
% Marcar, em cada quadro,os 16(sem carga) ou 17(com carga) pontos
% antropometricos pre-estabelecidos do corpo
%
% 1-cabeca esq.,2-cabeca dir.,3-ombro esq.,4-ombro dir.,
% 5-quadril esq.,6-quadril dir.,7-jelho esq.,8-jelho dir.,
% 9-tornozelo esq.,10-tornozelo dir.,11-metatarso esq.,12-metatarso dir.,
% 13-cotovelo esq.,14-pulso esq.,15-cotovelo dir.,16-pulso dir.
% 17-carga (peso)

% IMPORTANTE !!
% Sequencia de marcacao dos pontos para camera-1
% deve coincidir com a da camera-2

```

```

if cb~=1
    errordlg('Calibracao nao realizada');
    return
else
pergu=[      'Para a MARCACAO DE PONTOS DE CONTROLE (PC)
'];
pergu=[pergu; '
'];
pergu=[pergu; 'Deve iniciar com a imagem da camera-1 e depois camera-2
'];
pergu=[pergu; '
'];
pergu=[pergu; 'PC devem ser iguais para camera-1 e camera-2
'];
pergu=[pergu; '
'];
pergu=[pergu; 'CLIQUE <OK> PARA CONTINUAR.
'];
ajuda=helpdlg(pergu, 'Mensagem de ajuda');
waitfor(ajuda)
% Dados de entrada
mc=0;

    titul='Dados do sujeito';
    msg={'Peso do sujeito (kg)'};
    numlin=[1];
    Auxil={' '};
    param=inputdlg(msg,titul,numlin,Auxil);
    m=str2num(param{1});
end
% nc: numero de camera = 2
na=[];nq=[];
for nc=1:2
% Chamada de arquivo de imagem da camera
if nc==1
    titul='Arquivo de imagem Camera-1';
    msg={'Nome do arquivo; na','No. do quadro; nq >=1'};
    numlin=[1];
    Auxil={' ',' '};
    param=inputdlg(msg,titul,numlin,Auxil);
    na=param{1};
    nq=str2num(param{2});
else
    titul='Arquivo de imagem Camera-2';
    msg={'Nome do arquivo; na'};
    numlin=[1];
    Auxil={' '};
    param=inputdlg(msg,titul,numlin,Auxil);
    na=param{1};
end
% Lendo arquivo de imagem
    it=1;
while it<=nq

clf
% Chamada de imagem da camera
arq=[na,num2str(it),'.jpg'];
G_NOME=arq;

```

```

% apresentando imagem gravada na tela
figura=imread(G_NOME);
image(figura);
qd='Quadro-';
qd=[qd,num2str(it)];
TITLE(qd);
hold on
Px=length(figura);% Max. no. pixel:direcao-X
Py=length(figura(:,1));% Max. no. pixel:direcao-Y

% *****
% Roteiro de marcacao Manual usando mouse
% *****
% Marcacao de 16(sem carga) ou 17(com carga) pontos estabelecidos
%
% 1-cabeca esq.,2-cabeca dir.,3-ombro esq.,4-ombro dir.,
% 5-quadril esq.,6-quadril dir.,7-joelho esq.,8-joelho dir.,
% 9-tornozelo esq.,10-tornozelo dir.,11-metatarso esq.,12-metatarso dir.,
% 13-cotovelo esq.,14-pulso esq.,15-cotovelo dir.,16-pulso dir.
% 17-carga(peso)
%
% IMPORTANTE!!!!
% A sequencia de marcação dos pontos de camera-1 deve coincidir com os
% da camera-2
%

xy=marcaPC(Py);
mca=0;% sem carga
% Marcacao de pontos de controle com recurso de zoom
% le_zoom(figura,np);

if nc==1
if it==1;
% caso de apenas um quadro analisado
R1=[];
R1=xy;% Coordenadas marcadas(X,Y)
else
% caso de mais de um quadro analisado
R1=[R1 xy];% Coordenadas marcadas - acumuladas
% R = [x1(1) y1(1) x1(2) y1(2) ..... x1(nq) y1(nq);
%      x2(1) y2(1) x2(2) y2(2) ..... x2(nq) y2(nq);
%      .      .      .      .      .      .      .
%      x16(1) y16(1) x16(2) y16(2) .... x16(nq) y16(nq)]
% ou   x17(1) y17(1) x17(2) y17(2) .... x17(nq) y17(nq)]
end
else
R12=[];
if it==1;
% caso de apenas um quadro analisado
R2=[];
R2=xy;% Coordenadas marcadas(X,Y)
else
% caso de mais de um quadro analisado

```

```

R2=[R2 xy];% Coordenadas marcadas - acumuladas
% R = [x1(1) y1(1) x1(2) y1(2) ..... x1(nq) y1(nq);
%      x2(1) y2(1) x2(2) y2(2) ..... x2(nq) y2(nq);
%      .      .      .      .      .      .
%      .      .      .      .      .      .
%      x16(1) y16(1) x16(2) y16(2) .... x16(nq) y16(nq)]
% ou   x17(1) y17(1) x17(2) y17(2) .... x17(nq) y17(nq)]
end
end
it=it+1;
end
pergu=['Marcacao de pontos com sucesso'];
pergu=[pergu; ''];
pergu=[pergu; 'CLIQUE <OK> PARA CONTINUAR.'];
ajuda=helpdlg(pergu,'Mensagem de ajuda');
waitfor(ajuda)
end
R12=[R1 R2];% Coordenadas dos pontos de controle marcados
% end
%
% Roteiro para reconstrucao-3D dos pontos de controle
%
% a) Reconstrucao em pontos de articulacao (16 pts)
nqt=2*nq-1;
for it=1:2:nqt
L1=[R1(:,it) R1(:,it+1)];% Coordenadas marcadas (x,y) ; camera-1
L2=[R2(:,it) R2(:,it+1)];% Coordenadas marcadas (x,y) ; camera-2

xyz=rec3D(L1,L2,A);% 16 pts (x,y,z) de controle reconstruidos
% Verificacao da distancia de pts de controle
% Pts(1-2);cabeca,Pts(3-4);ombro,Pts(5-6);quadril
% Verif. eh feita comparando dist. do 1o. quadro
if it==1
else
end
%if it>1
%checkdist(xyz,xyz0)
%else
%end
%
% Determinacao de CM
%
if it==1;
% caso de apenas um quadro analisado
R=[];CM=[];CMi=[];
R=xyz;% Coordenadas reconstruidas (X,Y,Z)
% R = [x1 y1 z1;x2 y2 z2;.....,x17 y17 z17]
mca=0;
CM=detCM(m,mca,R);% CM calculados (CMx,CMy,CMz)
else
% caso de mais de um quadro analisado
mca=0;
CMi=detCM(m,mca,xyz);% CM calculados para i-esimo quadro
CM=[CM;CMi];% CM calculados - acumulados(1~i-esimo quadro)
R=[R xyz];% Coordenadas reconstruidas - acumuladas
% R = [x1(1) y1(1) z1(1) x1(2) y1(2) z1(2) ..... x1(nq) y1(nq)
z1(nq);
%      x2(1) y2(1) z2(1) x2(2) y2(2) z2(2) ..... x2(nq) y2(nq)
z2(nq);
%      .      .      .      .      .      .
%      .      .      .      .      .      .

```



```

        %          x17(1) y17(1) z17(1) x17(2) y17(2) z17(2) .... x17(nq) y17(nq)
z17(nq)]
        %
end

end
% Redefinicao de pontos para tracar os pontos de articulacoes

% P1:cabeca-pescoco,
% P2:ombros esq.-dir.,
% P3:quadril esq.-dir.,
% P4:ombro esq.-quadril esq.-joelho esq.-tornozelo esq.-metatarso esq.
% P5:ombro dir.-quadril dir.-joelho dir.-tornozelo dir.-metatarso dir.
% P6:ombro esq.-cotovelo esq.-pulso esq.
% P7:ombro dir.-cotovelo dir.-pulso dir.
nqm=nq*3-2;
P1=[];P2=[];P3=[];P4=[];P5=[];P6=[];P7=[];
for i=1:3:nqm
R(1,i)=(R(1,i)+R(2,i))/2.;
P1(1,i)=R(1,i);
R(1,i+1)=(R(1,i+1)+R(2,i+1))/2.;
P1(1,i+1)=R(1,i+1);
R(1,i+2)=(R(1,i+2)+R(2,i+2))/2.;
P1(1,i+2)=R(1,i+2);
R(2,i)=(R(3,i)+R(4,i))/2.;
P1(2,i)=R(2,i);
R(2,i+1)=(R(3,i+1)+R(4,i+1))/2.;
P1(2,i+1)=R(2,i+1);
R(2,i+2)=(R(3,i+2)+R(4,i+2))/2.;
P1(2,i+2)=R(2,i+2);
P2(1,i)=R(3,i);P2(1,i+1)=R(3,i+1);P2(1,i+2)=R(3,i+2);
P2(2,i)=R(4,i);P2(2,i+1)=R(4,i+1);P2(2,i+2)=R(4,i+2);
P3(1,i)=R(5,i);P3(1,i+1)=R(5,i+1);P3(1,i+2)=R(5,i+2);
P3(2,i)=R(6,i);P3(2,i+1)=R(6,i+1);P3(2,i+2)=R(6,i+2);
P4(1,i)=R(3,i);P4(1,i+1)=R(3,i+1);P4(1,i+2)=R(3,i+2);
P4(2,i)=R(5,i);P4(2,i+1)=R(5,i+1);P4(2,i+2)=R(5,i+2);
P4(3,i)=R(7,i);P4(3,i+1)=R(7,i+1);P4(3,i+2)=R(7,i+2);
P4(4,i)=R(9,i);P4(4,i+1)=R(9,i+1);P4(4,i+2)=R(9,i+2);
P4(5,i)=R(11,i);P4(5,i+1)=R(11,i+1);P4(5,i+2)=R(11,i+2);
P5(1,i)=R(4,i);P5(1,i+1)=R(4,i+1);P5(1,i+2)=R(4,i+2);
P5(2,i)=R(6,i);P5(2,i+1)=R(6,i+1);P5(2,i+2)=R(6,i+2);
P5(3,i)=R(8,i);P5(3,i+1)=R(8,i+1);P5(3,i+2)=R(8,i+2);
P5(4,i)=R(10,i);P5(4,i+1)=R(10,i+1);P5(4,i+2)=R(10,i+2);
P5(5,i)=R(12,i);P5(5,i+1)=R(12,i+1);P5(5,i+2)=R(12,i+2);
P6(1,i)=R(3,i);P6(1,i+1)=R(3,i+1);P6(1,i+2)=R(3,i+2);
P6(2,i)=R(13,i);P6(2,i+1)=R(13,i+1);P6(2,i+2)=R(13,i+2);
P6(3,i)=R(15,i);P6(3,i+1)=R(15,i+1);P6(3,i+2)=R(15,i+2);
P7(1,i)=R(4,i);P7(1,i+1)=R(4,i+1);P7(1,i+2)=R(4,i+2);
P7(2,i)=R(14,i);P7(2,i+1)=R(14,i+1);P7(2,i+2)=R(14,i+2);
P7(3,i)=R(16,i);P7(3,i+1)=R(16,i+1);P7(3,i+2)=R(16,i+2);
end
elseif G_MENU==3
% Roteiro para apresentacao grafica(2D) da trajetoria de CM

clf
figure;
subplot(1,2,1);
image(figura);
subplot(2,2,2);
axis([0 1.8 0 100]);
grid on;hold on;

```

```

t(1)=1/30;for i=2:nq;t(i)=t(i-1)+t(1);end
plot(t,CM(:,1),'r-',t,CM(:,2),'b-');hold on
title('Variações de CM Vs Tempo');
xlabel('Tempo(s)');ylabel('CM(cm)');hold on
subplot(2,2,4);
axis([20 30 50 60]);
grid on;hold on;
plot(CM(:,1),CM(:,2),'r.',CM(:,1),CM(:,2),'b-');hold on
title('Variações de CM: Plano xy');
xlabel('X(cm)');ylabel('Y(cm)');hold on

elseif G_MENU==4
% Roteiro para apresentacao grafica(3D) da trajetoria de CM
% com posicoes articulares

clf
figure
axis([0 200 0 200 0 200]);hold on
for j=1:nq
plot3(CM(j,1),CM(j,2),CM(j,3),'go','linewidth',2);hold on;end
grid on;
TITLE('Trajetoria de CM com posicao articular');
xlabel('X (cm)');ylabel('Y (cm)');zlabel('Z (cm)');hold on
for i=1:3:nqm
plot3(R(:,i),R(:,i+1),R(:,i+2),'ro');hold on

plot3(P1(:,i),P1(:,i+1),P1(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
plot3(P2(:,i),P2(:,i+1),P2(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
plot3(P3(:,i),P3(:,i+1),P3(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
plot3(P4(:,i),P4(:,i+1),P4(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
plot3(P5(:,i),P5(:,i+1),P5(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
plot3(P6(:,i),P6(:,i+1),P6(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
plot3(P7(:,i),P7(:,i+1),P7(:,i+2),'b-','LineWidth',3); hold on
end

elseif G_MENU==5
% Roteiro para gravar coordenadas de CM calculadas
save JP7 CM R P1 P2 P3 P4 P5 P6 P7
else
clc;
clf;
close all;
end
end

```

```

Programa para determinação de curvas de
% Velocidades e Aceleração do CM durante o chute
% Dados de entrada: [CMx CMy]
% 1o. passo: carregar os arquivos
% 2o. passo: suzvizar os dados carregados;[SCMx SCMy]
% 3o. passo: Determinar as velocidades com inetrvalos de
%         tempo de 0,033(s); 0,033- 1,278(s)
% 4o. passo: Determinar as acelerações com inetrvalos de
%         tempo de 0,033(s); 0,066- 1,278(s)
% 5o. passo: Apresentação gráfico
%
% Carregando arquivos de dados
CMx=[];CMxi=[];CMy=[];CMyi=[];
load AL_ch1.txt
% Suavização de dados
t=0:0.033:1.287;% tempo para CM
tv=0.033:0.033:1.287;% tempo para VCM
ta=0.066:0.033:1.287;% tempo para ACM
% Determinação de média de CM antes da suavização
for i=1:40
    mCMx(i)=mean(CMx(i,:));
    mCMy(i)=mean(CMy(i,:));
end
% Suavização de CM (média)
tolx1=.075;toly1=.005;% tolerancia de suavização
[sp,sCMx]=spaps(t,mCMx,tolx1);% sCMx;dados suavizados de CMx
[sp,sCMy]=spaps(t,mCMy,toly1);% sCMy; dados suavizados de CMy
% Determinação de velocidade
vCMx=diff(sCMx)./diff(t);
vCMy=diff(sCMy)./diff(t);
v1CMx=[0 vCMx];
v1CMy=[0 vCMy];
% Determinação de aceleração
aCMx=diff(vCMx)./diff(tv);
aCMy=diff(vCMy)./diff(tv);
a1CMx=[0 0 aCMx];
a1CMy=[0 0 aCMy];
% Apresentação (seleção) gráfica
G_MENU=1;
while G_MENU ~= 7,
    men1=['CM Vs tempo'];
    men2=['Velocidade de CM Vs tempo'];
    men3=['Aceleração de CM Vs tempo'];
    men4=['Trajetória de CM: (CMx Vs CMy)'];
    men5=['Trajetória de CM com Velocidade'];
    men6=['Trajetória de CM com Aceleração'];
    men7=['Finalizar'];
    men0=['Seleção'];

    G_MENU=menu(men0,men1,men2,men3,men4,men5,men6,men7);

    if G_MENU==1
        title('CM Vs tempo');
        xlabel('tempo(s)');
        ylabel('CMx(cm)-azul ou CMy(cm)-verm');hold on
        plot(t,mCMx,'b*',t,sCMx,'b-',t,mCMy,'r*',t,sCMy,'r-');
        grid on;hold on
    elseif G_MENU==2
        clf
        title('Velocidade de CM Vs tempo');
        xlabel('tempo(s)');

```

```

        ylabel('vCMx(cm/s)-azul ou vCMy(cm/s)-verm');hold on
        plot(tv,vCMx,'b*',tv,vCMx,'b-',tv,vCMy,'r*',tv,vCMy,'r-');
        grid on;hold on
elseif G_MENU==3
    clf
    title('Aceleração de CM Vs tempo');
    xlabel('tempo(s)');
    ylabel('aCMx(cm/s^2)-azul ou aCMy(cm/s^2)-verm');hold on
    plot(ta,aCMx,'b*',ta,aCMx,'b-',ta,aCMy,'r*',ta,aCMy,'r-');
    grid on;hold on
elseif G_MENU==4
    clf
    title('Trajetória de CM: (CMx Vs CMy)');
    xlabel('CMx (cm)');
    ylabel('CMy (cm)');hold on
    plot(mCMx,mCMy,'b*',sCMx,sCMy,'r-');
    grid on;hold on
elseif G_MENU==5
    clf
    title('Trajetória de CM(verm) com Velocidade(azul)');
    xlabel('CMx (cm)');
    ylabel('CMy (cm)');hold on
    plot(sCMx,sCMy,'r.',sCMx,sCMy,'r-');grid on;hold on;
    quiver(sCMx,sCMy,v1CMx,v1CMy);hold on
elseif G_MENU==6
    clf
    title('Trajetória de CM(verm) com Aceleração(azul)');
    xlabel('CMx (cm)');
    ylabel('CMy (cm)');hold on
    plot(sCMx,sCMy,'r.',sCMx,sCMy,'r-');grid on;hold on;
    quiver(sCMx,sCMy,a1CMx,a1CMy);hold on
else
    clc;
    clf;
    close all;
end
end
end

```

```

% Roteiro para calibracao para 2 cameras
% Determinacao de 11 coeficientes DLT (MDLT) para cada camera
% Utilizando metodo iterativa com restricao nao linear
% baseado no trabalho de Tomislav Pribanic,1999
%
%           University of Zagreb, Croatia
%
% bk (11 mdlt parameters) after "k" iteration
% pk(control point)
% sk(marker point)

% Verificacao do roteiro de calibracao
% cb=0;calibracao nao realizada
% cb=1;calibracao realizada
cb=0;bk=[];A1=[];A2=[];A=[];
resp='Sim';
pergu=['Necessita obter coeficiente DLT ?'];
    titul='Coeficiente DLT';
    botal='Sim';
    bota2='Não';
    defau='Não';
    respo=questdlg(pergu, titul, botal, bota2, defau);
    if respo == 'Sim'
for it=1:2
bk=mdl_t_calib;
if it==1
A1=bk;% k-th iteration of DLT parameters for camera-1
else
    A2=bk;% k-th iteration of DLT parameters for camera-2
end
end
    A=[A1' A2'];% Coeficiente DLT para 2 cameras
    save DLT_calib A
else
    % Calibracao ja realizada - utiliza dados de DLT calculado
    % Chamada do arquivo de coef. DLT (DLT.m)
    % A=[A1 A2];
    % A1:coef.DLT para camera-1
    % A2:coef.DLT para camera-2
        load DLT_calib A
end

% nc: numero de camera = 2
for nc=1:2
sk=marcpts_calib;
xy=[sk(:,1) sk(:,2)];
if nc==1
L1=xy;
else
    L2=xy;
end
end
end
xyz=rec3D(L1,L2,A);

```